



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

TREBALL FI DE GRAU

Grau en Enginyeria Mecànica

***VIRTUAL MIRROR: INTEGRACIÓ DE LLIBRERIES KINECT I
OPENSIM A TEMPS REAL***



Memòria i Annexos

Autor:	Oscar Mascaró Palliser
Director:	Gil Serrancolí Masferrer
Co-Director:	Jordi Torner Ribe
Convocatòria:	Juny 2018

Resum

En aquest treball es presenta un sistema de telerehabilitació dirigida basat en les noves tecnologies de realitat virtual. A partir de les dades obtingudes amb el sensor de captura de moviment *Microsoft Kinect V2*, es desenvolupa un model matemàtic que permet estimar l'orientació dels sòlids que formen el cos de l'usuari en cada instant de temps. Aquest sistema permet reproduir a temps real el moviment en un model musculo-esquelètic proporcionat pel *software* de biomecànica *OpenSim*.

El treball es divideix en tres parts. En primer lloc, es realitza la integració de les llibreries C++ de *Kinect SDK* i *OpenSim* per aconseguir que l'aplicació funcioni a temps real. Aquesta integració conté el model matemàtic que permet calcular les rotacions d'Euler de cada articulació per posteriorment ser representades en el model d'*OpenSim*. Seguidament, aquest sistema s'utilitza per crear un efecte mirall entre l'usuari i el model musculo-esquelètic mostrat per pantalla. Finalment, s'aplica un factor d'escala sobre els angles de flexió dels colzes per tal d'amplificar el moviment reproduït pel model. Certs estudis demostren que aquesta il·lusió òptica pot generar resultats beneficiosos en la recuperació dels subjectes amb mobilitat reduïda.

Per altra banda, s'obtenen també els valors de les rotacions d'Euler mitjançant un procés de cinemàtica inversa a partir dels punts capturats per la *Kinect*. Comparant els dos mètodes, s'observa que els resultats obtinguts amb el model proposat en aquest treball són satisfactoris i fins i tot millors que els obtinguts amb l'eina de cinemàtica inversa de l'*OpenSim*. A part, l'aplicació presentada es caracteritza per la capacitat de funcionar a temps real.

Resumen

En este trabajo se presenta un sistema de telerehabilitación dirigida basado en las nuevas tecnologías de realidad virtual. A partir de los datos obtenidos con el sensor de captura del movimiento *Microsoft Kinect V2*, se elabora un modelo matemático que permite estimar la orientación de los sólidos que componen el cuerpo del usuario en cada instante de tiempo. Esto permite reproducir a tiempo real el movimiento en un modelo musculo-esquelético proporcionado por el *software* de biomecánica *OpenSim*.

El trabajo se divide en tres partes. En primer lugar, se realiza la integración de las librerías C++ de *Kinect SDK* y *OpenSim* para conseguir que la aplicación funcione a tiempo real. Esta integración contiene el modelo matemático que permite calcular las rotaciones de Euler de cada articulación para posteriormente ser representadas en el modelo de *OpenSim*. Seguidamente, este mismo sistema se utiliza para crear un efecto espejo entre el usuario y el modelo musculo-esquelético mostrado en pantalla. Finalmente se aplica un factor de escala sobre los ángulos de flexión de los codos para amplificar el movimiento reproducido por el modelo. Ciertos estudios demuestran que esta ilusión óptica puede generar resultados beneficiosos en la recuperación de sujetos con movilidad reducida.

Por otro lado, se obtienen también los valores de las rotaciones de Euler mediante un proceso de cinemática inversa a partir de los puntos capturados por la *Kinect*. Comparando ambos métodos, se observa que los resultados obtenidos mediante el modelo propuesto en este trabajo son satisfactorios e incluso mejores a los obtenidos con el método de cinemática inversa del *OpenSim*. A parte, la aplicación presentada se caracteriza por su capacidad de funcionar a tiempo real.

Abstract

In this project, we present a telerehabilitation system based on virtual reality technologies. From data given by the motion capture system *Microsoft Kinect V2*, a mathematical model was developed. This model allows to estimate the orientation and position of user's bodies to reproduce in real time the same movement on a musculoskeletal model taken from the biomechanics software *OpenSim*.

The project is divided in three parts. First, C++ libraries from *Kinect SDK* and *OpenSim* were integrated to achieve a real-time performance. This integration contains the mathematical model that allows to compute the Euler rotations of each joint to then reproduce the movement on the *OpenSim* model. This system was also used to create a virtual mirror effect between the user and the musculoskeletal model rendered on screen. Finally, a scale factor is implemented on elbows' flexion to reproduce an amplified movement on the *OpenSim* model. Some studies show that this illusion generates good results in patients' improvement.

In addition, Euler rotations were also computed with an inverse kinematics method using the position of the joints captured by the *Kinect*. Comparing both methods, it is shown that the results obtained from the model proposed in this project are successful and even better than the ones obtained by the default inverse kinematic analysis of *OpenSim*. Furthermore, one of the main features of this application is its capacity to work in real time.



Agraïments

En primer lloc, donar les gràcies al director d'aquest treball, Gil Serrancolí Masferrer, per tot el material complementari que ha facilitat i per l'interès que ha mostrat en l'evolució del projecte. També per les hores dedicades a resoldre dubtes i a revisar tant el codi com la memòria. Gràcies a ell també per facilitar-me l'accés al *SIMMA Lab* i a l'equip necessari per desenvolupar aquest treball.

Agrair també al co-director, Jordi Torner Ribe, per la seva col·laboració amb el treball i la seva disposició a l'hora de resoldre dubtes o revisar alguns aspectes concrets.

Mencionar també als professors Francesco Ferrise, Monica Bordegoni i Beatrice Aruanno del *Politecnico di Milano*. Ells van ser els que van despertar el meu interès per el món de la realitat virtual durant la meva estada d'Erasmus, posant a disposició dels alumnes tota mena de dispositius innovadors relacionats amb aquesta tecnologia.

Finalment, dir que la realització d'aquest treball no hagués estat possible sense el suport i l'interès mostrat per familiars, amics i companys de pis. Especialment agrair al meu germà, Rubén Mascaró Palliser, per tots els consells i ajuts que m'ha donat durant tots aquests mesos, i als meus pares, qui en tot moment han confiat en mi i m'han animat a seguir endavant. A tots ells, de tot cor, moltes gràcies.



Llista de figures

Figura 1. Tractament de dades en una aplicació de VR i abast del treball. _____	8
Figura 2. Tractament de dades per la integració de llibreries C++ de <i>Kinect</i> i <i>OpenSim</i> . _____	15
Figura 3. Nomenclatura dels plans i eixos de referència del cos humà. _____	16
Figura 4. Moviments de flexió/extensió, d'adducció/abducció i de rotació. _____	16
Figura 5. Parts de la <i>Kinect V2</i> . _____	17
Figura 6. Camp de visió vertical i horitzontal de la <i>Kinect</i> . _____	18
Figura 7. Rang de 100° de captació dels micròfons. _____	18
Figura 8. Articulations detectades per la <i>Kinect</i> i esquelet resultant. _____	19
Figura 9. Sistema de coordenades global de la <i>Kinect</i> . _____	19
Figura 10. Localització dels sòlids sobre el model. _____	21
Figura 11. Sistemes de referència global i locals. Postura neutre. _____	23
Figura 12. Tractament de dades des de la captació fins la renderització. _____	25
Figura 13. Transformació del sistema de coordenades de la <i>Kinect</i> al de l' <i>OpenSim</i> . _____	29
Figura 14. Punts anatòmics de l'esquelet <i>Kinect</i> adaptats al sistema d' <i>OpenSim</i> . _____	32
Figura 15. Punts de l'esquelet <i>Kinect</i> utilitzats per calcular el sistema local de la pelvis. _____	32
Figura 16. Sistema de referencia local de la pelvis. _____	33
Figura 17. Angle de correcció de la pelvis θ_x^{torso} . _____	34
Figura 18. Punts de l'esquelet <i>Kinect</i> utilitzats per calcular el sistema local del tronc. _____	36
Figura 19. Sistema de referencia local del tronc per dues posicions diferents. _____	37
Figura 20. Punts de l'esquelet <i>Kinect</i> utilitzats per calcular els sistemes locals del fèmur. _____	37
Figura 21. Sistema de referencia local del maluc dret i pla coronal del fèmur. _____	40

Figura 22. Sistema de referència local del fèmur dret per diferents configuracions. _____	42
Figura 23. Angle $\theta_{try}^{\pi_{sf}}$ de desviació entre $\overline{tibiar_y}$ i el pla sagital de la cama. _____	44
Figura 24. Sistema de referència local del fèmur esquerra per diferents configuracions. _____	45
Figura 25. Punts de l'esquelet <i>Kinect</i> utilitzats per calcular els sistemes local del hùmers. _____	47
Figura 26. Angle de flexió del colze i pla sagital del braç. _____	48
Figura 27. Rotacions d'Euler (ψ, θ, φ) que orienten una base ortonormal $\{X, Y, Z\}$. _____	55
Figura 28. Arxius d'entrada i de sortida necessaris per l'eina d'IK en <i>OpenSim</i> . _____	68
Figura 29. Marcadors virtuals col·locats en el model <i>OpenSim</i> . _____	69
Figura 30. Angles d'Euler de la pelvis i del lumbar pel moviment #1. _____	74
Figura 31. Angles d'Euler del maluc per abducció #1 i flexió #2. _____	75
Figura 32. Angles d'Euler de l'espatlla per abducció #1 i flexió #2. _____	76
Figura 33. Angles de flexió del genoll i colze pel moviment #2. _____	76
Figura 34. Tamboret de 39 cm d'altura utilitzat en el moviment #5. _____	77
Figura 35. Resultats del moviment d'esquat #3. _____	78
Figura 36. Resultats del moviment de caminar #4. _____	79
Figura 37. Resultats del moviment de pujar un graó #5. _____	80
Figura 38. Flexió dels colzes amb i sense el factor d'amplificació. _____	81

Llista de taules

Taula 1. Nom de les 25 articulacions captades pel sensor <i>Kinect</i> .	19
Taula 2. Nomenclatura dels sòlids del model.	21
Taula 3. Articulacions del model utilitzat: <i>gdl</i> , sòlids <i>parent</i> i sòlids <i>child</i> .	22
Taula 4. Nom de les coordenades del model referides a l'articulació corresponent.	22
Taula 5. <i>gdl</i> del model <i>OpenSim</i> que es consideren en aquest TFG.	26
Taula 6. Nomenclatura (nom o valor) de Kinect SDK per definir els 25 punts anatòmics.	28
Taula 7. Coordenades del vector \bar{q} .	63
Taula 8. Marcadors virtuals col·locats en el model <i>OpenSim</i> .	69
Taula 9. Parelles de marcadors pel càlcul de cada factor d'escala.	70
Taula 10. Aplicació dels factors d'escala als sòlids corresponents.	70
Taula 11. Pes assignat a cada marcador experimental pel càlcul d' <i>IK</i> .	71
Taula 12. Costos d'adquisició del projecte.	89
Taula 13. Costos de realització del projecte.	90
Taula 14. Cost total del projecte.	90



Glossari

API	<i>Aplication Programming Interface</i>
EMG	Electromiografia
fps	<i>frames per second</i>
gdl	graus de llibertat
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
HMD	<i>Head Mounted Display</i> – Casc de realitat virtual
IK	<i>Inverse kinematics</i> – Cinemàtica inversa
ISB	<i>International Society of Biomechanics</i> – Societat Internacional de Biomecànica
LAM	Laboratori d'Aplicacions Multimèdia i TIC
MOCAP	<i>Motion Capture</i> – Captació del moviment
MT	<i>Mirror Therapy</i> – Teràpia Mirall
OMS	Organització Mundial de la Salut
PC	<i>Personal Computer</i> – Ordinador Personal
SDK	<i>Software Developement Kit</i>
SIMMA Lab	<i>Simulation and Movement Analysis Lab</i>
TFG	Treball Fi de Grau
TIC	Tecnologies de la Informació i de la Comunicació
VM	<i>Virtual Mirror</i> – Mirall virtual
VR	<i>Virtual Reality</i> – Realitat virtual



Índex

RESUM	I
RESUMEN	II
ABSTRACT	III
AGRAÏMENTS	V
LLISTA DE FIGURES	VII
LLISTA DE TAULES	IX
GLOSSARI	XI
1. PREFACI	1
2. INTRODUCCIÓ	5
2.1. Objectius del treball.....	7
2.2. Abast del treball.....	8
3. ESTAT DE L'ART	11
4. SISTEMA	15
4.1. Plans de referència.....	15
4.2. Captura del Moviment.....	16
4.2.1. <i>Microsoft Kinect V2</i>	17
4.3. <i>OpenSim</i>	20
4.3.1. Model utilitzat	20
4.3.2. <i>Simbody API</i>	23
5. Càlcul d'angles articulars. Model matemàtic	25
5.1. Obtenció de dades amb el sensor de <i>MOCAP</i>	27
5.2. Adaptació de dades.....	28
5.3. Càlcul dels sistemes de referència anatòmics locals.....	30
5.3.1. Pelvis.....	32
5.3.2. Tronc.....	35
5.3.3. Fèmur.....	37
5.3.4. Tíbia	46
5.3.5. Húmer.....	46
5.3.6. Cúbit.....	52

5.4.	Càlcul de rotacions. Angles d'Euler	53
5.5.	Posició	62
5.6.	Enviament de dades a l' <i>OpenSim</i>	62
5.7.	<i>Virtual Mirror</i> . Factor d'amplificació	65
6.	CINEMÀTICA INVERSA MITJANÇANT <i>OPENSIM</i>	67
6.1.	Distribució dels marcadors	68
6.2.	Escalat del model	69
6.3.	Resultat de l' <i>IK</i>	71
7.	RESULTATS	73
7.1.	Comparació de coordenades en moviments simples.....	73
7.2.	Moviments orientats a rehabilitació	77
7.3.	Factor d'amplificació.....	80
8.	ANÀLISI DE L'IMPACTE AMBIENTAL	83
	CONCLUSIONS	85
	ANÀLISI ECONÒMICA	89
	BIBLIOGRAFIA	91
	ANNEX A	95
A1.	Gràfiques comparatives dels resultats	95
	ANNEX B	101
B1.	Vídeos	101

1. Prefaci

En plena revolució tecnològica del segle XXI, la Realitat Virtual (*Virtual Reality* - VR) és uns dels sectors amb més força de creixement. Entenem el terme de Realitat Virtual com “la representació d’escenes o imatges d’objectes produïda per un sistema informàtic, que dona la sensació de la seva existència real” (*Real Academia Española* - RAE). L’objectiu és aconseguir una immersió multisensorial de l’usuari en un món generat de forma artificial a través de dispositius com ulleres de realitat virtual, cascs d’àudio, guants, o d’altres que intenten reproduir el tacte o l’olfacte. En un futur molt proper, la VR suposarà un gran canvi en la forma de percebre el contingut multimèdia.

Els inicis de la VR daten de 1957, quan Morton Heilig va presentar un dispositiu anomenat *Sensorama*. Consistia en un simulador capaç de reproduir cinc pel·lícules diferents combinant imatges 3D amb so, vent i olors per tal de crear un entorn virtual multisensorial que submergís a l’usuari dins la trama. Pocs anys després, al 1961, *Phillico Corporation* va presentar un model de casc de realitat virtual, anomenat *Headsight*, capaç de controlar de forma aproximada l’orientació del cap de l’usuari. Aquest dispositiu va ser creat i utilitzat per realitzar entrenaments militars relacionats especialment amb l’aviació i la marina. Al 1965, Ivan Shutherland, va presentar l’*Ultimate Display*, el primer prototip de *Head-Mounted Display* (HMD). Acoblat a un ordinador, aquest era capaç de simular imatges estàtiques en 3D. Es coneix també amb el sobrenom “Espasa de Democles” a causa de l’envergadura tant dels ordinadors de l’època com del casc en sí, el qual havia d’anar penjat del sostre.

A finals dels anys 70, el MIT (*Masachusetts Institute of Technology*) va presentar l’*Aspen Movie Map*. Consistia en una simulació virtual en 3D de la ciutat d’Aspen (Colorado) amb possible elecció entre tres modes diferents: estiu, hivern i polígon. Els dos primers es basaven en fotografies preses en cadascuna de les estacions, mentre que el mode dels polígons era un model geomètric bàsic en 3D de la ciutat. Al voltant d’aquests anys va sorgir també el *Videoplace*. Aquest dispositiu, creat per Hyron Krueger, combinava projectors i càmeres de vídeo per aconseguir que els usuaris poguessin interactuar a la pantalla a través de les seves siluetes.

Al 1982, Jaron Lanier va presentar els *Data Glove*, uns guants dotats de sensors capaços de reconèixer el moviment i la posició dels dits. Aquest mateix any, la companyia SEGA va llançar el *SubRoc-3D*, el primer videojoc amb imatges estereoscòpiques renderitzades en unes ulleres de realitat virtual i disponible tan sols en màquines recreatives. A finals dels 80, basant-se en el *Headsight*, la base de la força aèria Wright-Peterson (Ohio) va crear el *Super Cockpit* per entrenar als seus pilots a través de simulacions virtuals.

A finals del segle XX, concretament l’any 1993, SEGA va presentar *SEGA VR*, unes ulleres de realitat virtual que combinaven una pantalla LCD amb auriculars i sensors de desplaçament que intentaven

captar el moviment del cap. Tot i així, aquest dispositiu no va arribar a comercialitzar-se. Per altra banda, el 1995 la companyia *Nintendo* també es va incorporar al sector de la VR presentant el seu primer dispositiu en forma de *HMD*, el *Virtual-Boy*. Aquest només va ser comercialitzat a Estats Units i Japó. El seu poc èxit va ser degut a la falta de sensors per captar els moviments del cap de forma eficient i de la seva incomoditat, ja que havia d'anar recolzat sobre un suport. Aquest mateix any, Chet Dagit i Bob Jacobson van presentar el *Cave-Like*, una experiència de 270° creada amb tres pantalles LCD que permetien a l'usuari submergir-se en un entorn virtual. Al 1999, Philip Rosedale va fundar la companyia *Linden Lab*, creadora del famós món virtual anomenat *Second Life*, videojoc on els usuaris podien interactuar entre ells de diferents formes a través d'avatars.

El primer avenç destacat del segle XXI apareix el 2007, quan *Google* presenta el *Google Street View*. Aquest sistema dona una vista panoràmica de gairebé infinits punts del planeta a partir de fotografies, i des de 2010 pot ser utilitzat en mode estereoscòpic. Al voltant d'aquests anys, Palmer Luckey va començar a treballar en una idea innovadora d'ulleres de realitat virtual, les quals es consideren les precedents de l'actual *Oculus Rift*.

Al 2014 moltes de les grans companyies del sector tecnològic van començar a interessar-se pel sector de la VR. Apareixen així diferents prototips de dispositius, sobretot d'ulleres de realitat virtual. Entre els més destacats es troben: el *SteamVR* presentat per *Valve Corporation*, que es va acabar convertint en el que actualment es coneix com *HTC Vive*; el *Project Morpheus* presentat per *Sony*, actualment conegut com *PlayStation VR*; i el *Samsung Gear Innovator Edition* i el *Google Cardboard*, que funcionaven a través de *smartphones*.

El 2016 és conegut com l'any de la VR. Apareixen al mercat els models d'ulleres de realitat virtual més destacats avui en dia, a part d'altres tipus de dispositius que milloren l'experiència immersiva. Es poden distingir dos grans grups d'ulleres de realitat virtual. Per una banda hi ha les ulleres que van connectades a un *PC (Personal Computer)* i utilitzen el seu potencial per obtenir unes millors característiques, com l'*Oculus Rift*, les *HTC Vive*, les *HoloLens* o les *PlayStation VR*. Per altra banda sorgeixen les ulleres que utilitzen un *smartphone*, aprofitant la seva pantalla, juntament amb unes lents bifocals que aconsegueixen produir l'efecte de visió estereoscòpica. Tot i que els resultats són molt més limitats degut al poc *CPU (Central Processing Unit)* d'aquests dispositius, s'aconsegueix reduir significativament el cost econòmic. Exemples d'aquest tipus d'ulleres són les *Samsung Gear VR* o les *Google Cardbord*.

Durant aquets dos darrers anys, els avenços han seguit creixent de forma exponencial, no només pel que fa als sistemes de visualització, com són els *HMD*, sinó també amb l'aparició de sistemes de captació de moviment, com el sensor *Microsoft Kinect*, el *VicoVR* o el *Leap Motion*, o dispositius que intenten reproduir el sentit del tacte (*haptic technology*), com el *Phantom*. Aquest dispositiu de 6 graus de llibertat (gdl) està format per un braç robòtic que mesura la posició de la mà de l'usuari per tal

d'exercir un vector força de magnitud determinada com a *feedback*. D'aquesta manera permet interactuar amb objectes virtuals de textures i propietats físiques variades mitjançant el sentit del tacte.

La VR s'ha convertit en un dels sectors tecnològics amb més força de creixement de l'actualitat. Un estudi realitzat el 2015 per la consultora *ABI Research* [1] afirmava que la taxa de creixement anual durant els pròxims 5 anys seria d'un 106%, i que al 2020 es vendrien uns 43 milions de dispositius de VR. Un estudi més recent de la mateixa consultora [2] preveu que al 2022 la tecnologia de VR haurà arribat a 256 milions d'usuaris arreu del món, generant ingressos de més de 60 mil milions de dòlars. S'espera també que aquesta tecnologia prengui importància en l'espai comercial i empresarial, arribant a més del 40% del mercat cap a l'any 2022, comparat amb el 26% de l'any 2015.

Els possibles sectors d'aplicació d'aquesta nova tecnologia són molt diversos i cada cop més nombrosos. Entre ells hi trobem l'enginyeria, la salut, l'oci, l'entrenament, l'educació, el manteniment, la comunicació, el màrqueting, l'arquitectura, la immobiliària, l'ús militar, la moda i alguns altres.

Aquesta contínua innovació i evolució del sector de la VR és el que em va incitar a elegir aquest projecte. Considero que és una tecnologia molt interessant amb la qual es poden obtenir resultats molt satisfactoris i innovadors de cara a un futur proper. Per altra banda també em va resultar interessant el fet d'endinsar-me en l'aprenentatge i coneixement del món de la biomecànica, la programació i la captura del moviment (*Motion Capture - MOCAP*).

2. Introducció

Una de les millors utilitats que s'està donant a la tecnologia durant aquestes darreres dècades és enfocar-la a la millora de la salut i benestar dels éssers vius, sobretot de la humanitat. D'entre les diferents disciplines sanitàries, en aquest treball es presta especial atenció al sector de la rehabilitació, "conjunt de mesures socials, educatives i professionals destinades a restituir al pacient minusvàlid la major capacitat i independència possibles" (Organització Mundial de la Salut - OMS). És a dir, consisteix en un procés d'atenció sanitària destinat a atendre les seqüeles d'una malaltia, trauma o lesió que provoquen disfunció i discapacitat amb l'objectiu de restituir a la persona afectada la seva funcionalitat social, laboral i integral.

El procés de rehabilitació no sempre requereix de les mans d'un metge o fisioterapeuta. Per exemple, un pacient que hagi patit un accident cerebrovascular pot desenvolupar una lesió cerebral que generi efectes com la paràlisi d'una part del cos. Aquest tipus de minusvalidesa no depèn de problemes musculars o articulars, ja que no són les extremitats les afectades, sinó el cervell. El seu tractament, per tant, rau en la realització d'exercicis específics que permetin al subjecte afectat reorganitzar les funcions cerebrals alterades per la lesió [3]. D'aquesta manera, gràcies a la plasticitat que presenta el sistema nerviós central, el pacient pot aprendre i/o re-aprendre la capacitat de moviment i reactivar els processos cognitius que l'organitzen [4].

El fet de poder prescindir de la presència d'un especialista va ocasionar l'aparició de la telerehabilitació a principis del segle XXI. S'entén com a telemedicina al "subministrament de serveis d'atenció sanitària quan la distància constitueix un factor crític, per part de professionals que utilitzen les tecnologies de la informació i de la comunicació (TIC) amb l'objectiu d'intercanviar informació útil pels diagnòstics, tractaments i prevenció de les malalties, així com per garantir una informació contínua als proveïdors de prestacions sanitàries i recolzar la investigació i l'evolució de la cura" (OMS). La telerehabilitació, per tant, és la branca de la telemedicina que utilitza les TIC i internet per dur a terme serveis de rehabilitació. Aquest mètode s'utilitza sobretot en la rehabilitació neuropsicològica (també denominada rehabilitació neurocognitiva), l'objectiu de la qual és restituir les funcions cognitives a subjectes que han patit un accident cerebrovascular. També pot ser utilitzada en la rehabilitació musculoesquelètica per tractar degeneracions o traumatismes dels ossos o dels músculs.

L'evolució de la telerehabilitació va lligada a l'avenç tecnològic del segle XXI. Aquesta tendència s'inicià a principis dels anys 2000, quan alguns fisioterapeutes facilitaven als seus pacients vídeos en VHS (*Video Home System*) que contenien els exercicis que havien de realitzar des de casa. El problema, en aquells temps, era que l'especialista no podia tenir un seguiment acurat del progrés del pacient. A partir del 2006, amb l'aparició de les càmeres de vídeo amb DVD i les càmeres web, el pacient i

l'especialista comencen a poder intercanviar informació visual sobre els exercicis per així poder avaluar el progrés. Malgrat tot, aquest intercanvi es feia cada cert temps i, majoritàriament, de forma presencial. Actualment, amb la xarxa d'internet, intercanviar informació és molt més senzill i ràpid gràcies a pàgines web o al correu electrònic, podent aconseguir fins i tot una retransmissió a temps real mitjançant videoconferències. L'objectiu de la telerehabilitació és arribar a crear un sistema de recollida de dades que proporcioni al fisioterapeuta una documentació útil i directe que li permeti avaluar el progrés de recuperació i configurar nous exercicis.

La telerehabilitació podria veure's beneficiada pel sector tecnològic que més força està prenent durant aquests darrers anys, la VR. Mitjançant sistemes de captació de moviment (*MOCAP*) es poden registrar de forma digital les dades dels moviments realitzats per l'usuari per posteriorment ser enviades i analitzades per l'especialista [5]. A més, utilitzant dispositius de sortida de VR, com els *HMD*, es pot submergir el pacient dins d'un entorn virtual modificable i específic que contribueixi positivament al progrés [6].

La idea principal d'aquest Treball Fi de Grau (TFG) consisteix en desenvolupar un sistema de telerehabilitació dirigida eficient utilitzant les noves tecnologies de la VR amb la finalitat de crear un mirall virtual. Mitjançant sensors de *MOCAP* s'obtenen les dades dels moviments realitzats pel subjecte per posteriorment ser enviades a un avatar que actuarà com el seu reflex. Per mirall virtual (*Virtual Mirror - VM*) es refereix a un tipus de dispositiu de sortida que mostra per pantalla el reflex de l'usuari o la representació d'aquest a través d'un avatar, com si fos un mirall. Comparat amb un mirall ordinari, el VM permet tenir cert control sobre les variables físiques i modificar l'entorn, els moviments o les aparences. Aprofitant la possibilitat de modificar i controlar els moviments, la proposta que es presenta en aquest TFG és aplicar un factor d'escala a certs moviments articulars per tal de mostrar com a imatge de sortida una ampliació dels moviments d'entrada.

Aquesta idea neix del mètode de la teràpia mirall (*Mirror Therapy - MT*). La MT és una forma de tractament que s'aplica principalment a persones que pateixen una patologia en un sol membre, o a aquelles en qui la patologia es presenta de forma més significativa en una extremitat que en l'altra. La base d'aquest mètode és proporcionar una falsa sensació de moviment de l'extremitat afectada a partir de l'extremitat sana (o menys afectada) col·locant un mirall en el pla sagital del pacient que amagui el membre afectat i reflecteixi el membre sa. Aquesta teràpia va ser proposada per Ramachandran i Rogers-Ramachandran l'any 1996 com a mètode per tractar el dolor del membre fantasma en pacients amputats [7]. Va ser Altschuler qui, al 1999, va decidir estudiar la possible utilitat de la teràpia mirall en subjectes afectats per hemiparèsia després d'un accident cerebrovascular, obtenint resultats satisfactoris [8]. Actualment existeixen diversos estudis [9]–[11] que demostren que aquest mètode resulta beneficiós a causa dels canvis generats a nivell d'excitació cerebral. La il·lusió òptica generada activa els circuits neuronals motors lesionats, que normalment romanen inactius per

falta de moviment, facilitant la recuperació de l'activitat del membre afectat. Es creu que la millora també està relacionada amb les "neurones mirall" [12]–[14] que s'activen quan veuen a una altra persona, o en aquest cas el reflex del membre sa, realitzar una acció determinada, volent imitar-la.

El que es vol aconseguir a través del VM és crear aquesta mateixa il·lusió òptica sobre qualsevol membre del cos. La limitació que presenta la MT és que només serveix en el cas que el membre afectat formi part d'una extremitat i que el seu membre simètric estigui sa (o menys afectat). Amb el VM, en canvi, es pot obtenir un reflex virtual del cos sencer. Per tant, pot ser utilitzat per subjectes que tinguin els dos membres simètrics afectats o fins i tot per lesions que afectin el tronc o la pelvis.

2.1. Objectius del treball

L'objectiu d'aquest treball és crear un sistema de telerehabilitació dirigida basada en les noves tecnologies de VR per tal de generar un mirall virtual (VM) i aprofitar les facilitats que aquest ofereix. Basant-se en la teràpia mirall, la idea és aplicar un factor d'amplificació sobre alguns dels moviments restringits del subjecte per intentar optimitzar el procés de recuperació gràcies als efectes neurològics que aquesta il·lusió òptica genera. A més, amb les dades capturades dels moviments realitzats pel subjecte, aquest sistema permetrà a l'especialista realitzar un seguiment acurat del progrés.

Per fer-ho s'utilitzarà el *Microsoft Kinect V2* com a sensor de *MOCAP*, el qual permet obtenir de forma digital la posició en l'espai tridimensional de diferents punts anatòmics del subjecte en cada instant de temps, a una velocitat de 30 *fps* (*frames per second*). A cada *frame*, aquestes dades es remeten a un model musculo-esquelètic per tal de reproduir a temps real la postura captada pel sensor. Realitzant aquest intercanvi de dades al llarg del temps s'aconsegueix reproduir el moviment realitzat pel subjecte. El model musculo-esquelètic s'obté de l'*OpenSim*, un *software* de biomecànica que permet fer un estudi exhaustiu dels moviments realitzats pel model en qüestió. Aquest *software* defineix la postura del model musculo-esquelètic amb angles articulars relatius, per tant, serà necessari calcular aquests valors a partir dels punts anatòmics capturats per la *Kinect*. Aquest model serà el que posteriorment es mostrarà com a imatge de sortida en el mirall virtual.

Els objectius específics del treball són:

- Captació de l'esquelet de l'usuari mitjançant el sensor *Microsoft Kinect V2*.
- Generació del codi C++ que calculi els angles articulars a partir dels punts anatòmics obtinguts anteriorment. S'utilitzarà el *software Visual Studio*.
- Integració de les llibreries C++ de *Kinect* i *OpenSim* per tal de poder reproduir a temps real el moviment en el model musculo-esquelètic.
- Comparació del mètode proposat amb l'eina de cinemàtica inversa que ofereix l'*OpenSim*.

- Aplicació d'un factor d'escala raonable que amplifiqui alguns moviments articulars per tal de representar la il·lusió òptica desitjada en el mirall virtual.

2.2. Abast del treball

La majoria d'aplicacions de VR funcionen seguint el patró mostrat a la Figura 1. La informació necessita passar per una sèrie de processos i modificacions des que es realitza el moviment fins que es produeix el *feedback* corresponent. Per aconseguir el comportament desitjat, aquests processos s'han de dur a terme a temps real, el qual implica una velocitat mínima de 30 *fps*. La intenció d'aquest treball és abastar els tres primers blocs, des de la realització i captació del moviment fins a la modificació de les dades obtingudes per obtenir la informació desitjada a la sortida. Posteriorment aquesta informació seria tractada i introduïda dins el dispositiu de sortida.

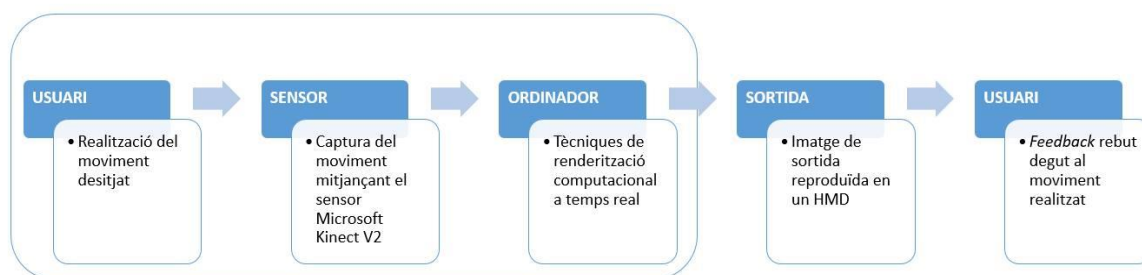


Figura 1. Procés de tractament de dades en una aplicació de VR des de l'entrada fins la sortida. El requadre delimita l'abast del treball.

Com a punt de partida es disposa de:

- Codi *BodyBasics.cpp* disponible gratuïtament amb el *Software Development Kit (SDK)* de *Microsoft Kinect*. Aquest codi C++ permet realitzar la captació i renderització a una velocitat de 30 *fps* de l'esquelet humà que el propi *Kinect SDK* porta incorporat. Aquest sensor és capaç de localitzar les posicions en l'espai tridimensional de diferents punts anatòmics del cos humà i unir-los amb línies rectes per tal de reproduir un esquelet.
- Codi *ExampleVisualizer.cpp*, subministrat pel coordinador del TFG Gil Serrancolí. Aquest codi C++ serveix a mode d'exemple per entendre com funciona l'*OpenSim*. La seva funció és modificar l'angle de flexió del colze dret a 90° del model esquelètic *Arm26.osim*, disponible de forma gratuïta en les llibreries del *software OpenSim*.

A partir de la modificació i integració d'aquests dos codis mitjançant el *Visual Studio*, es vol aconseguir crear un únic codi (*Kinect_OpenSim.cpp*) que, a temps real, capturi les posicions dels punts de l'esquelet *Kinect* i, a partir d'aquests valors, calculi els angles articulars necessaris per poder reproduir

el mateix moviment en el model musculo-esquelètic d'*OpenSim*. Aquestes dades cinemàtiques permeten analitzar el moviment amb alguna de les eines disponibles a l'*API (Application Programming Interface)* de l'*OpenSim*, com per exemple realitzar una anàlisi de dinàmica inversa per calcular els moments articulars (sempre i quan es coneguin totes les forces exteriors que entren en joc).

Per portar a terme aquesta integració cal adquirir una sèrie de coneixements previs relacionats amb els diferents camps que abasta el TFG. Per una banda, cal familiaritzar-se amb els *software Visual Studio* i *OpenSim*, i amb el *hardware Microsoft Kinect V2*. També es requereix l'autoaprenentatge de les bases de programació C++ per poder modificar els codis mencionats i per crear la part del codi que permet calcular els angles articulars. Per altra banda, es necessita un breu recordatori d'àlgebra lineal per realitzar els càlculs dels angles articulars. Finalment, cal investigar en el món de la robòtica i la biomecànica per poder entendre com funciona el model musculo-esquelètic del cos humà utilitzat per l'*OpenSim* i com es calculen i representen els moviments dels seus sòlids.

Com a continuació d'aquest TFG, el *Simulation and Movement Analysis Lab (SIMMA Lab)* i el Laboratori d'Aplicacions Multimèdia i TIC (LAM), integraran aquest sistema en un entorn de VR per tal d'aconseguir la immersió de l'usuari. S'utilitzarà un *HMD* a través del qual es renderitzarà el VM amb l'avatar corresponent, juntament amb un entorn virtual adequat i modificable que pugui influir positivament en l'evolució dels subjectes afectats.

3. Estat de l'art

Els sectors de la VR i la rehabilitació ja han coincidit en diverses ocasions durant aquests darrers anys, i en la majoria de casos han mostrat resultats molt satisfactoris de cara a futures aplicacions [15]. Gran part d'aquests estudis, on s'analitza la utilitat de la VR com a eina de suport a l'hora de dur a terme certs tipus de rehabilitació, mostren una millora notable en l'evolució dels pacients [16], [17]. La VR ofereix també grans avenços en el sector de la telerehabilitació, ja que la majoria dels sistemes proposats es poden utilitzar des de casa, aconseguint que aquest tractament sigui igual o més eficaç que la rehabilitació tradicional [18]–[20]. Però no tan sols s'han obtingut resultats satisfactoris des del punt de vista mèdic, sinó que estudis com [21] o [22], els quals es basen en analitzar les sensacions, emocions i sentiments dels pacients al llarg del tractament, també donen suport a la utilització d'aquesta nova tecnologia.

La majoria d'aplicacions de rehabilitació que utilitzen la VR estan dirigides al tractament de lesions cerebrovasculars, la recuperació de les quals no sempre requereix de les mans d'un especialista. Tot i així, existeixen certs estudis que proposen aplicacions de VR per millorar sistemes de rehabilitació orientats a altres camps, com la dislèxia [23] o la disfunció vestibular [24].

El procés de rehabilitació de lesions cerebrovasculars es basa en la realització de certs exercicis per part del pacient per tal de reeducar i reestructurar el sistema nerviós i les funcions cerebrals afectades [3], [4]. Segons el tipus de lesió es recomanen diferents tipus d'exercicis. Entre els principals hi trobem: enfortiment de les habilitats motores, per ajudar a enfortir els músculs i a millorar la coordinació; entrenament de mobilitat, per aprendre a utilitzar aparells per estabilitzar i suportar el pes corporal mentre s'aprèn a caminar, com caminadors; teràpia dedicada a la utilització de la força, per millorar el comportament de les extremitats afectades forçant la seva utilització en lloc d'evitar el seu ús recolzant-se en l'extremitat sana; rang de moviment, per reduir la tensió muscular i tornar a guanyar amplitud en els rangs de moviment de les extremitats afectades.

Els estudis realitzats sobre sistemes de rehabilitació de lesions cerebrovasculars utilitzant tecnologies de VR es poden separar en dos camps diferents: *immersive VR* (realitat virtual immersiva) i *non-immersive VR* (realitat virtual no immersiva).

La *immersive VR* permet a l'usuari viure l'experiència com si ell mateix estigués present en el món virtual. Per aconseguir-ho es necessiten dispositius específics de VR com els HMD i sensors de MOCAP. La majoria d'aplicacions d'aquest tipus dedicades a la rehabilitació estan orientades a les extremitats superiors. Per exemple, J.C. Stewart et al. [25] presenten una sèrie de jocs de VR que requereixen realitzar certs moviments amb la mà afectada, desafiant a l'usuari a superar certs reptes la dificultat dels quals es va adaptant de manera progressiva. De forma similar, M.S. Cameirao et al. [26] presenten

un sistema d'entreteniment (*Rehabilitation Gaming System* – RGS) amb jocs en els quals l'usuari ha de realitzar moviments com colpejar, agafar o col·locar objectes virtuals. Ambdós estudis mostren millores notables en l'evolució dels pacients.

Kim DY et al. [27] utilitzen la realitat immersiva tridimensional ambientada a l'encreuament d'un carrer per tal d'avaluar de forma simple i segura el descuit extra-personal de pacients després de patir un accident cerebrovascular, prenent mesures de paràmetres com l'angle de desviació, temps de reacció o càlculs visuals i auditius.

Altres sistemes més complexes introdueixen dispositius de *haptic technology*. Z. Du et al. [28], per exemple, desenvolupen un sistema de rehabilitació de cinc gdl orientat a les extremitats superiors, sincronitzat amb un escenari virtual on es representen situacions quotidianes. Per desenvolupar-lo utilitzen ROS (*Robot Operating System*) i un Gazebo (*multi-robot Simulator*). D'aquesta manera faciliten la mobilitat dels braços afectats dels pacients permetent-los interactuar amb el món virtual alhora que reben un *feedback* visual. L. Connelly et al. [29] aprofiten també l'evolució de la *haptic technology* per desenvolupar un guant pneumàtic (*PneuGlove*) capaç de proporcionar assistència en la flexió i extensió de cada dit de la mà de forma independent. Aquest dispositiu resulta útil per dirigir moviments com agafar i amollar objectes. Juntament amb un *HMD*, permet al subjecte interactuar amb objectes virtuals, generant millores notables en el seu progrés.

Finalment, aquesta tecnologia ha arribat també al món dels *smartphones* amb aplicacions com la proposada per Luis et al. [30]. Aquests avaluen els possibles efectes positius d'utilitzar la VR en rehabilitació a través d'una aplicació creada amb el motor gràfic *Unity Engine* i reproduïda en el dispositiu *Samsung Galaxy S7* juntament amb les ulleres de VR *Samsung Gear VR*. Els resultats obtinguts són novament satisfactoris.

Pel que fa a la non-immersive VR, els estudis que s'han fet al respecte són més abundants degut a la seva major evolució i simplicitat. La majoria d'ells conclouen també amb resultats molt satisfactoris. S'ha demostrat que la recuperació és més eficient quan l'exercici realitzat és específic i intens, independentment del tipus d'exercici realitzat, el qual implica que amb la non-immersive VR es poden aconseguir els mateixos beneficis que amb programes d'exercicis innovadors i sofisticats [31].

En aquest camp es poden trobar aplicacions de complexitat molt diversa. D'entre les més senzilles, destaquen la proposada per J.H. Shin et al. [32], on desenvolupen un sistema de jocs interactius anomenat *RehabMaster* basat en tasques específiques de les extremitats superiors, com en el *ReHabgame* [33], o la proposada per F. Wittmann et al. [34], on presenten un sistema de telerehabilitació basat en un joc que, de forma continuada, mesura l'espai tridimensional assolible pel braç del subjecte i a partir d'aquestes dades crea nous objectius de millora. Un exemple d'aplicació més complexa és la proposada per M. Villiger et al. [35], on s'utilitzen unes sabates ajustables amb

sensors de moviment integrats que permeten a l'usuari interactuar amb el dispositiu i imitar una sèrie d'accions.

El problema d'aquests aplicacions a l'hora d'utilitzar-les com a sistemes de telerehabilitació és la falta d'intercanvi d'informació entre el pacient i l'especialista per garantir un seguiment acurat. Estudis com [36] i [37] tenen l'objectiu de desenvolupar un sistema que garanteixi la captura i emmagatzematge de les dades corresponents als moviments realitzats pels pacients per tal de poder exercir un continu seguiment del seu progrés. Seguint aquesta tendència, els estudis [38] i [39] també garanteixen la captura de dades utilitzant, en aquest cas, aplicacions de realitat augmentada, en les quals l'usuari interactua amb objectes virtuals renderitzats sobre una gravació del món real.

La incorporació de la *haptics technology* també ha agafat força en la *non-immersive VR* com mostren nombrosos estudis. Z. Cai et al. [40] creen un sistema de rehabilitació orientat a les extremitats superiors combinant l'estimulació elèctrica amb un braç mecànic que assisteix els moviments dels subjectes per tal de realitzar certes tasques en un ambient virtual. Les estimulacions elèctriques s'apliquen a dos músculs del braç utilitzant un model de control que es basa amb les dades preses de moviments anteriors. Per altra banda, Z. Song et al. [41] utilitzen el dispositiu *Phantom Omni* juntament amb un sensor intern (MTx) per implementar certes tasques proposades en un entorn virtual. Una proposta semblant és la presentada per S. Guo et al. [42]. Utilitzen el model d'entrenament virtual renderitzat per *OpenGL* i recullen una sèrie de senyals d'electromiografia (EMG) que permeten reconèixer els moviments realitzats. En aquest cas, els usuaris manipulen el dispositiu *Phantom Premium* per tal d'operar una mà virtual i intentar agafar una bola col·locada en el món virtual. Gràcies als elèctrodes col·locats sobre la pell, es poden captar els senyals EMG que permeten reconèixer els moviments d'agafar i amollar. Aquests sistemes, que a part proporcionen un *feedback* visual, mostren ser força efectius.

Si s'analitzen els estudis anteriorment citats, s'observa que alguns d'ells utilitzen com a sistema de *MOCAP* el sensor *Microsoft Kinect* [5], [24], [33], [36], [37], però tots ells són sistemes de rehabilitació *non-immersive*. Per altra banda, la majoria d'aplicacions i dispositius desenvolupats estan orientats només a una part del cos, ja siguin les extremitats inferiors o les superiors. Per tant, la idea que es proposa en aquest TFG de crear un sistema de telerehabilitació de cos sencer utilitzant la *immersive VR* és innovadora.

4. Sistema

El sistema utilitzat per desenvolupar el projecte consta, per una banda, d'un sensor capaç de realitzar la captura de moviment del subjecte, el *Microsoft Kinect V2*, i de les corresponents llibreries C++ per poder digitalitzar les dades. Per altra banda, s'utilitza també el *software* de biomecànica *OpenSim*, capaç de simular el moviment d'un esquelet humà i realitzar anàlisis cinemàtiques i dinàmiques que proporcionen dades d'interès, com angles articulars, velocitats o forces musculars. Tal com es mostra a la Figura 2, per integrar aquestes dues llibreries, s'utilitza el *software Visual Studio*, que permet desenvolupar un codi en C++ capaç de captar, modificar i transferir les dades a temps real d'un sistema a l'altre.

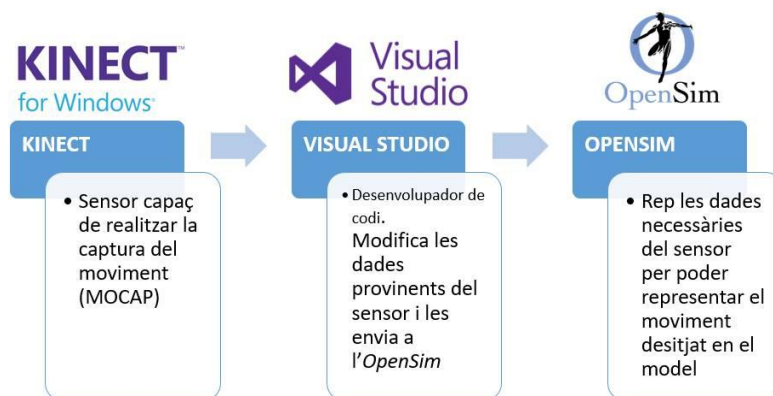


Figura 2. Procés de tractament de dades per la integració de llibreries C++ de *Kinect* i *OpenSim*.

A continuació es presenten les característiques principals tant del sensor *Microsoft Kinect V2* com del *software OpenSim* i del model musculo-esquelètic utilitzat. La part referent al codi i al model matemàtic s'explica de forma detallada a la secció 5.

4.1. Plans de referència

La nomenclatura utilitzada a l'hora d'anomenar els plans i els eixos de referència del cos humà és la mostrada a la Figura 3. El pla sagital divideix el cos en dues parts simètriques, dreta i esquerra. El pla coronal divideix el cos en la part anterior i la part posterior. El pla transversal divideix el cos en la part superior i la part inferior. Aquests tres plans es creuen formant tres eixos ortogonals: l'eix creaneocaudal, l'eix dorsoventral o anteroposterior, i l'eix mediolateral.

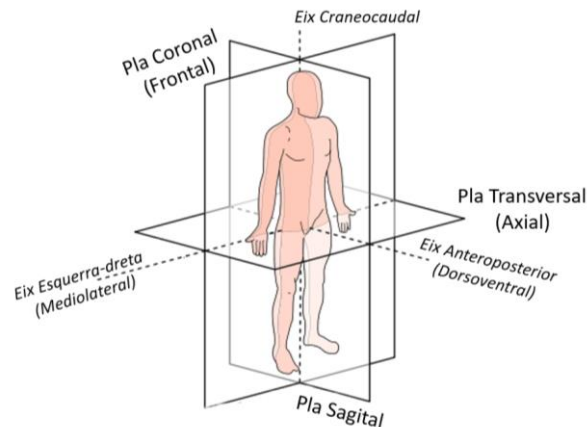


Figura 3. Nomenclatura dels plans (sagital, transversal i coronal) i eixos (craneocaudal, dorsoventral i mediolateral) de referència del cos humà [43].

De la mateixa manera, a l'hora d'anomenar els diferents moviments de rotació es fan servir els termes flexió/extensió, abducció/adducció i rotació interna/externa. Aquests corresponen als representats a la Figura 4.

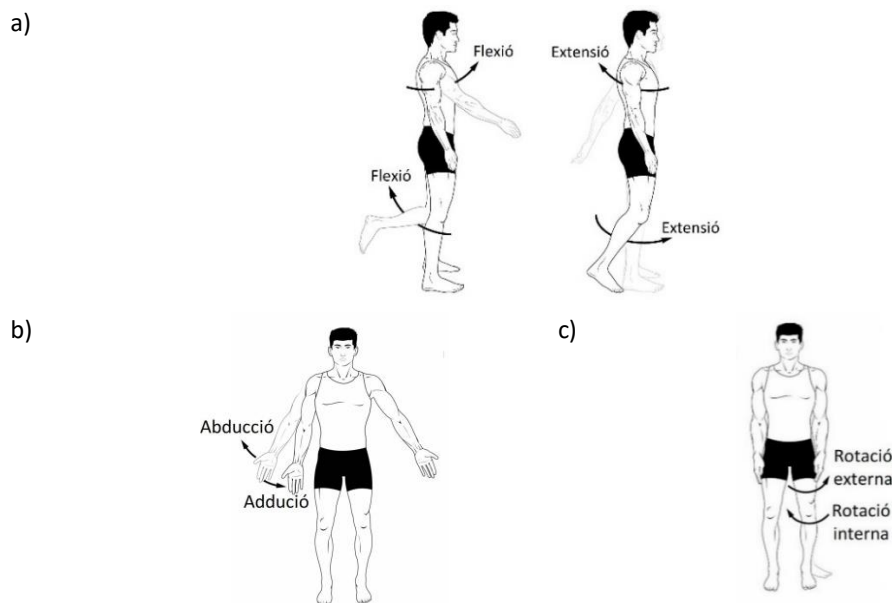


Figura 4. a) moviment de flexió/extensió del braç i de la cama. b) moviment d'adducció/abducció del braç. c) moviment de rotació de la cuixa [44].

4.2. Captura del Moviment

Per poder interactuar amb els dispositius de VR es necessita registrar d'alguna manera els moviments de l'usuari. Aquest fet es pot dur a terme a través de sensors integrats en els propis dispositius mòbils, com els HMD dotats d'acceleròmetres, giroscopis i magnetòmetres, o mitjançant sensors de MOCAP externs.

Els sensors *MOCAP* tenen la funció de gravar un moviment i traduir-lo a un model digital. Existeixen diferents tipus de *MOCAP*:

- Captura de moviment òptica passiva. Utilitza marcadors retroreflectants distribuïts sobre el cos humà que són seguits per càmeres de rajos infrarojos.
- Captura de moviment òptica activa. Utilitza marcadors LED col·locats pel cos de l'usuari i connectats per cables a unes bateries.
- Captura de moviment amb vídeo o *markerless*. No necessita marcadors, sinó que es basa en el *software* que el propi dispositiu porta incorporat.
- Captura de moviment inercial. No requereix de càmeres. Els sensors inercials es distribueixen de forma estratègica pel cos de l'usuari i les dades es transmeten al *PC* a través d'ones (*WiFi* o *Bluetooth*).

En aquest treball s'utilitza com a sistema de *MOCAP* el sensor *Microsoft Kinect for Windows V2*, que permet realitzar la captura de moviment de l'usuari sense haver d'utilitzar marcadors (*markerless*), el qual resulta ser més còmode i econòmic.

4.2.1. *Microsoft Kinect V2*

La *Kinect* és un sensor de *MOCAP* produït per la companyia *Microsoft*. Es pot utilitzar tant amb les consoles de videojocs *Xbox 360* i *Xbox One* com amb ordinadors amb el sistema operatiu *Microsoft Windows*. Permet als usuaris controlar i interactuar amb la consola o l'ordinador a través de moviments, gestos o senyals verbals.

En aquest cas es fa servir la segona versió de *Kinect for Windows (V2)*, presentada el 2014. El sensor està compost per tres parts principals, distribuïdes tal i com es mostra a la Figura 5.

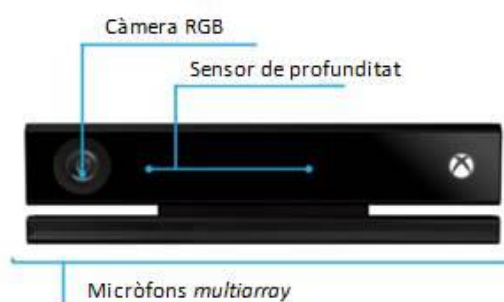


Figura 5. Parts de la *Kinect V2* representades sobre una vista frontal del dispositiu.

- Càmera RGB. Càmera de vídeo capaç de captar informació en forma d'imatges de color. Té una resolució de 1920x1080 píxels (16:9) i funciona a una velocitat de 30 *fps*. El camp de visió és de 70° sobre el pla horitzontal i 60° sobre el pla vertical, com es mostra a la Figura 6.

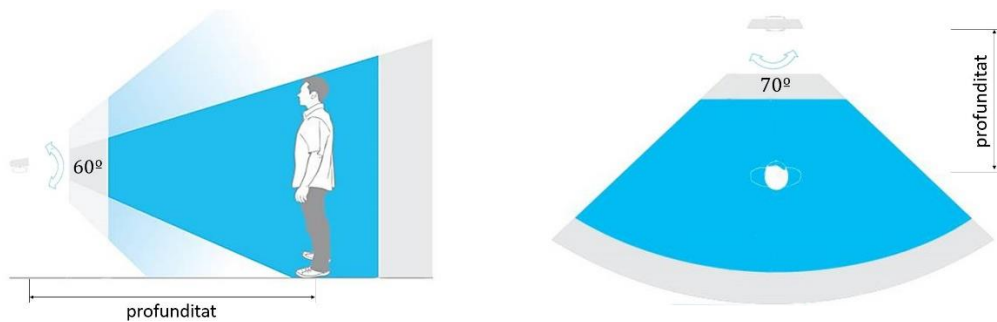


Figura 6. Camp de visió vertical (esquerra) i horitzontal (dreta) de la Kinect i indicació de la mesura de profunditat de l'usuari.

- Sensor de profunditat. Format per una càmera de profunditat, un emissor i un receptor d'infrarojos. Té una resolució de 512x424 píxels i funciona també a una velocitat de 30 *fps*. Captura una imatge en escala de grisos de tot allò visible en el seu camp de visió. Llavors assigna a cada píxel un valor de profunditat que equival a la distància perpendicular entre el pla del sensor i l'objecte més proper que es troba en aquella coordenada (x, y) particular (veure Figura 6), generant així un mapa de profunditat. El rang de profunditat mesurable es troba entre 0,5 m i 4,5 m pel mode per defecte ("default mode"), i entre 0,4 m i 3 m pel "near mode" (disponible només per Windows).
- Micròfons multi-array. Conté una matriu de quatre micròfons, amb una freqüència de mostreig de 48 kHz, que permeten interactuar amb la interfície mitjançant senyals d'entrada verbals. El rang de captació abasta un angle de 100° davant del sensor ($\pm 50^\circ$ de forma simètrica) tal i com es mostra a la Figura 7.

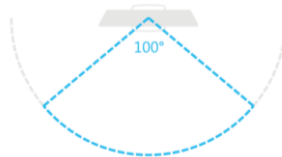


Figura 7. Rang de 100° de captació dels micròfons.

La integració d'aquest sensor juntament amb les llibreries C++ *Kinect for Windows SDK 2.0* permet crear aplicacions basades amb la captura del moviment.

La *Kinect V2* és capaç de detectar la posició de fins a 6 cossos humans dins el seu camp de visió. També disposa d'un sistema de reconeixement de gestos, de captació i reconeixement facial, i de captació de la posició de les mans diferenciant entre 3 estats: *open* (mà oberta), *closed* (mà tancada o puny) i *lasso* (assenyalar, amb l'índex o amb l'índex i el cor estesos). A part, el *SDK* disposa d'un model d'esquelet humà que permet detectar les posicions tridimensionals de 25 punts anatòmics (Taula 1) repartits sobre el cos de l'usuari (Figura 8a). Cada punt detectat pot fer referència a una articulació real (coll, espatlles, malucs, pelvis, colzes, genolls, canells o turmells) o al centre d'un segment corporal

determinat, que normalment constitueix el final d'una cadena cinemàtica (cap, tronc, mans, peus o dits). Aquests 25 punts anatòmics s'uneixen mitjançant línies rectes per tal de formar l'esquelet que es mostra per pantalla i que representa el reflex de l'usuari (Figura 8b).

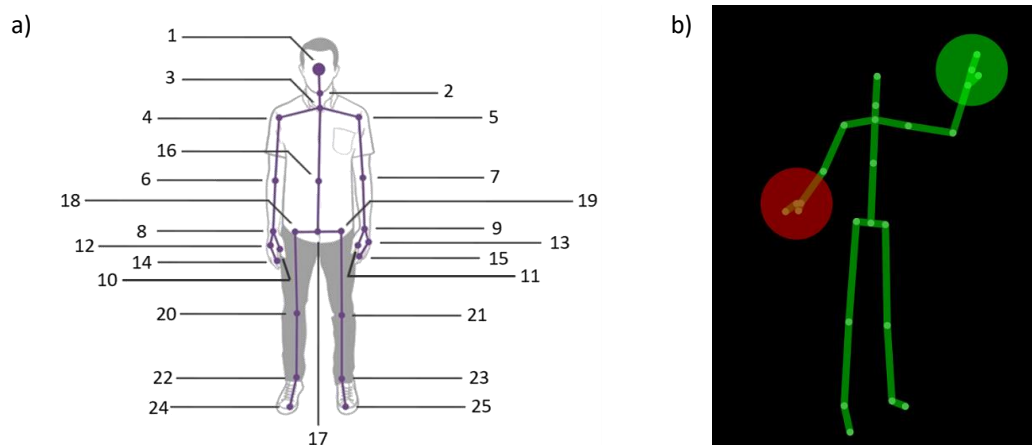


Figura 8. a) 25 articulacions detectades per la Kinect i esquelet resultant (numeració referent a la Taula 1). b) Esquelet representat per pantalla amb el codi BodyBasics.cpp.

n.	Nom	n.	Nom	n.	Nom	n.	Nom	n.	Nom
1	head	6	elbowleft	11	thumbright	16	spinemid	21	kneeright
2	neck	7	elbowright	12	handleft	17	spinebase	22	ankleleft
3	spineshoulder	8	wristleft	13	handright	18	hipleft	23	ankleright
4	shoulderleft	9	wristright	14	handtipleft	19	hipright	24	footleft
5	shoulderright	10	thumbleft	15	handtipright	20	kneeleft	25	footright

Taula 1. Nom de les 25 articulacions captades pel sensor Kinect. Numeració (n.) referida a la Figura 8a.

La posició espacial de cada punt anatòmic es defineix amb tres coordenades (x, y, z) respecte un sistema de referència global cartesià (X, Y, Z) que té l'origen situat al centre del sensor i amb els eixos orientats com es mostra a la Figura 9: l'eix Y apunta cap amunt, l'eix X apunta cap a la dreta del sensor (des del punt de vista de l'usuari) i l'eix Z apunta cap a davant, donant informació referent a la profunditat.

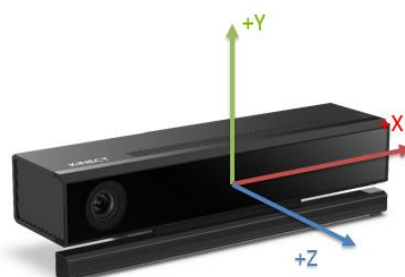


Figura 9. Sistema de coordenades global de la Kinect representat sobre el dispositiu.

Cal tenir en compte l'efecte mirall generat pel sensor, ja que, com es pot observar a la Figura 8a, l'esquelet *Kinect* que apareix en pantalla actua com si fos un reflex. D'aquesta manera, les coordenades dels punts anatòmics drets de l'usuari corresponen als punts que apareixen a la part dreta de la pantalla (X positives), i per tant, a les extremitats esquerres de l'esquelet virtual (suposant que aquest està de cara). El mateix efecte succeeix per la part esquerra.

4.3. *OpenSim*

OpenSim és un *software* lliure de biomecànica que permet als usuaris crear sistemes musculoesquelètics sobre els quals es poden fer simulacions i estudis de moviment [45]. Mitjançant les eines que facilita, especialistes del sector mèdic i sanitari poden descobrir els mecanismes o causes biomecàniques que provoquen certs trastorns de moviment i dissenyar tractaments efectius al respecte.

4.3.1. Model utilitzat

Per la realització d'aquest projecte s'ha utilitzat el model *3D Gait Model with Simple Arms* (Figura 10), disponible a la pàgina web oficial de l'*OpenSim*, on altres investigadors comparteixen de forma lliure diferents models i projectes. Aquest model, proposat per Apoorva Rajagopal et al. [46], consisteix amb un model musculoesquelètic de cos sencer amb les extremitats inferiors accionades per músculs i amb el tronc accionat per tres moments articulars. Les mesures i proporcions d'aquest esquelet provenen de dades experimentals preses sobre 21 espècimens cadavèrics i d'imatges de ressonàncies magnètiques de 24 adolescents.

El model està format per 21 sòlids (*bodies*), cadascun dels quals correspon a un os o conjunt d'ossos. S'anomenen en la Taula 2 i es representen a la Figura 10. Els sòlids s'uneixen entre ells mitjançant articulacions (*joints*) que permeten el moviment relatiu entre dos sòlids contigus: el sòlid de referència (*parent*), i el sòlid mòbil (*child*). El model disposa de 20 articulacions, anomenades a la Taula 3. Aquestes poden tenir entre un i tres gdl rotacionals, amb excepció de la pelvis, que consta de tres gdl de translació addicionals (*pelvis_tx*, *pelvis_ty*, i *pelvis_tz*) que indiquen la seva posició respecte el terra. El model consta d'un total de 37 gdl.

Nom del sòlid	Nom del sòlid en <i>OpenSim</i>
Terra	<i>ground</i>
Pelvis	<i>pelvis</i>
Fèmur dret	<i>femur_r</i>
Tíbia dreta	<i>tibia_r</i>
Astràgal dret	<i>talus_r</i>
Calcani dret	<i>calcn_r</i>
Peu dret	<i>toes_r</i>
Fèmur Esquerra	<i>femur_l</i>
Tíbia Esquerra	<i>tibia_l</i>
Astràgal esquerra	<i>talus_l</i>
Calcani esquerra	<i>calcn_l</i>
Peu dret	<i>toes_l</i>
Tronc, coll i cap	<i>torso</i>
Húmer dret	<i>humerus_r</i>
Cúbit dret	<i>ulna_r</i>
Radi dret	<i>radius_r</i>
Mà dreta	<i>hand_r</i>
Húmer Esquerra	<i>humerus_l</i>
Cúbit esquerra	<i>ulna_l</i>
Radi Esquerra	<i>radius_l</i>
Mà esquerra	<i>hand_l</i>

Taula 2. Nomenclatura dels sòlids del model.

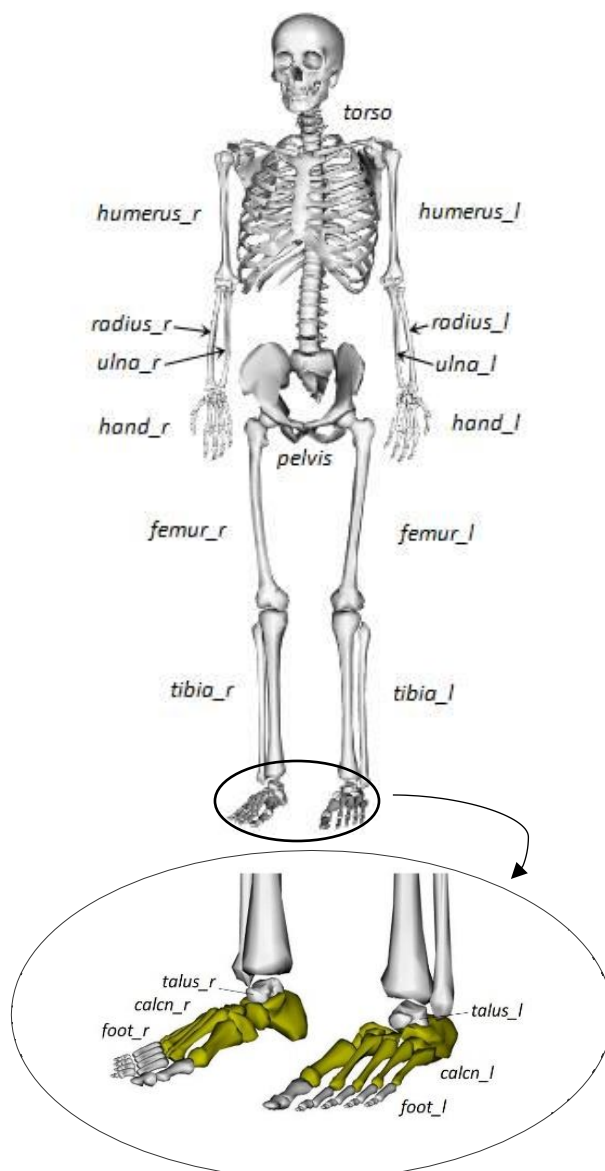


Figura 10. Localització dels sòlids sobre el model.

Pel que fa les coordenades, n'hi ha tantes com graus de llibertat. És a dir, qualsevol postura del model està definida per 37 valors, dels quals 3 s'encarreguen de determinar la posició de la pelvis respecte el terra i els altres 34 fan referència als angles articulars relatius corresponents a cadascuna de les articulacions. Els noms que l'*OpenSim* utilitza per identificar aquestes coordenades es poden veure a la Taula 4.

Nom articulació	gdl	Sòlid <i>parent</i>	Sòlid <i>child</i>	Nom de la unió en <i>OpenSim</i>
terra-pelvis	6	<i>ground</i>	<i>pelvis</i>	<i>ground_pelvis</i>
maluc dret	3	<i>pelvis</i>	<i>femur_r</i>	<i>hip_r</i>
genoll dret	1	<i>femur_r</i>	<i>tibia_r</i>	<i>knee_r</i>
turmell dret	1	<i>tibia_r</i>	<i>talus_r</i>	<i>ankle_r</i>
subastragalina dreta	1	<i>talus_r</i>	<i>calc_n_r</i>	<i>subtalar_r</i>
metatars dret	1	<i>calc_n_r</i>	<i>foot_r</i>	<i>mtp_r</i>
maluc esquerra	3	<i>pelvis</i>	<i>femur_l</i>	<i>hip_l</i>
genoll esquerra	1	<i>femur_l</i>	<i>tibia_l</i>	<i>knee_l</i>
turmell esquerra	1	<i>tibia_l</i>	<i>talus_l</i>	<i>ankle_l</i>
subastragalina esquerra	1	<i>talus_l</i>	<i>calc_n_l</i>	<i>subtalar_l</i>
metatars esquerra	1	<i>calc_n_l</i>	<i>foot_l</i>	<i>mtp_l</i>
articulació lumbar	3	<i>pelvis</i>	<i>torso</i>	<i>back</i>
espatlla dreta	3	<i>torso</i>	<i>humerus_r</i>	<i>acromial_r</i>
colze dret	1	<i>humerus_r</i>	<i>ulna_r</i>	<i>elbow_r</i>
radiocubital dreta	1	<i>ulna_r</i>	<i>radius_r</i>	<i>radioulnar_r</i>
canell dret	2	<i>radius_r</i>	<i>hand_r</i>	<i>radius_hand_r</i>
espatlla esquerra	3	<i>torso</i>	<i>humerus_l</i>	<i>acromial_l</i>
colze esquerra	1	<i>humerus_l</i>	<i>ulna_l</i>	<i>elbow_l</i>
radiocubital esquerra	1	<i>ulna_l</i>	<i>radius_l</i>	<i>radioulnar_l</i>
canell esquerra	2	<i>radius_l</i>	<i>hand_l</i>	<i>radius_hand_l</i>

Taula 3. Articulacions del model utilitzat: gdl, sòlids *parent* i sòlids *child*.

<i>ground_pelvis</i>	<i>hip_r</i> <i>hip_l</i>	<i>knee_r</i> <i>knee_l</i>	<i>ankle_r</i> <i>ankle_l</i>	<i>subtalar_r</i> <i>subtalar_l</i>	<i>mtp_r</i> <i>mtp_l</i>
<i>pelvis_tilt</i>	<i>hip_flexion_r</i>	<i>knee_angle_r</i>	<i>ankle_angle_r</i>	<i>subtalar_angle_r</i>	<i>mtp_angle_r</i>
<i>pelvis_list</i>	<i>hip_adduction_r</i>				
<i>pelvis_rotation</i>	<i>hip_rotation_r</i>				
<i>pelvis_tx</i>	<i>hip_flexion_l</i>	<i>knee_angle_l</i>	<i>ankle_angle_l</i>	<i>subtalar_angle_l</i>	<i>mtp_angle_l</i>
<i>pelvis_ty</i>	<i>hip_adduction_l</i>				
<i>pelvis_tz</i>	<i>hip_rotation_l</i>				

<i>back</i>	<i>acromial_r</i> <i>acromial_l</i>	<i>elbow_r</i> <i>elbow_l</i>	<i>radioulnar_r</i> <i>radioulnar_l</i>	<i>radius_hand_r</i> <i>radius_hand_l</i>
<i>lumbar_extension</i>	<i>arm_flex_r</i>	<i>elbow_flex_r</i>	<i>pro_sup_r</i>	<i>wrist_flex_r</i>
<i>lumbar_bending</i>	<i>arm_add_r</i>			<i>wrist_dev_r</i>
<i>lumbar_rotation</i>	<i>arm_rot_r</i>			
	<i>arm_flex_l</i>	<i>elbow_flex_l</i>	<i>pro_sup_l</i>	<i>wrist_flex_l</i>
	<i>arm_add_l</i>			<i>wrist_dev_l</i>
	<i>arm_rot_l</i>			

Taula 4. Nom de les coordenades del model referides a l'articulació corresponent.

Seguint la nomenclatura recomanada per la Societat Internacional de Biomecànica (ISB), l'*OpenSim* defineix els moviments articulars com a rotacions relatives dels sistemes de referència locals dels sòlids *child* respecte dels seus sòlids *parent* expressades en angles d'Euler. D'aquesta manera es poden interpretar clínicament com a moviments de flexió/extensió, abducció/adducció, o rotació axial al voltant de l'eix longitudinal del sòlid. Quan el model està dempeus amb els dos braços estirats junt al tronc i amb els palmells de la mà mirant cap a davant tots els sistemes de referència locals (Figura 11b) són paral·lels al sistema de referència global del terra on l'eix *Y* apunta cap amunt en la direcció craneocaudal, l'eix *X* apunta cap endavant en la direcció dorsoventral i l'eix *Z* cap a la dreta del model en la direcció mediolateral (Figura 11a).

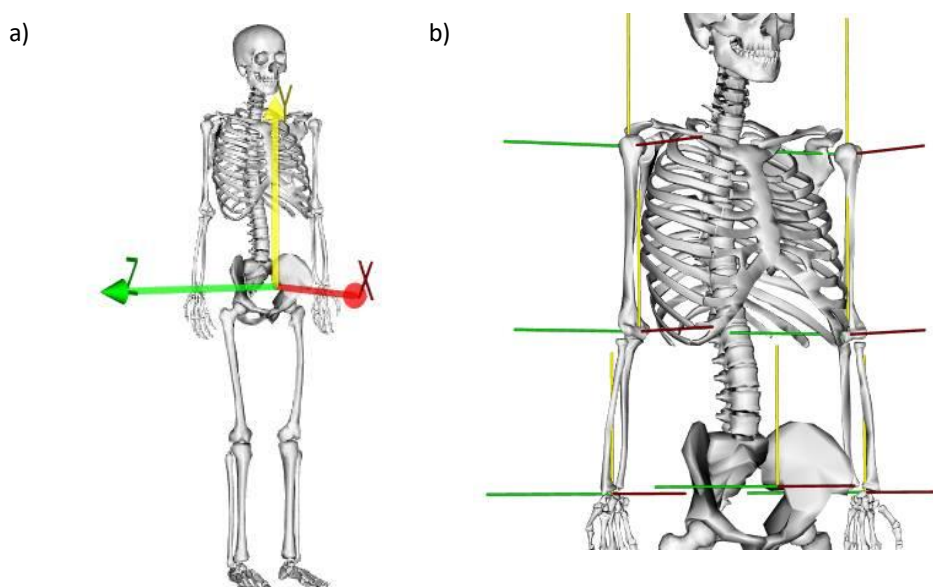


Figura 11. a) Sistema de referencia global del terra i postura neutre. b) Eixos de referencia locals en postura neutre dels hùmers, cúbits, mans i pelvis.

4.3.2. *Simbody API*

El *Simbody API* és una llibreria C++ d'alt rendiment que permet realitzar un estudi i/o tractament sofisticat sobre sistemes multisòlid (*multibody*), prestant especial atenció a les necessitats de la simulació biomecànica [47]. Un sistema multisòlid consisteix en un model d'un sistema físic format per un conjunt de sòlids rígids amb massa i inèrcia pròpia que es poden moure significativament els uns respecte els altres, com per exemple, un esquelet humà. Aquesta *API* ha estat desenvolupada per enginyers i programadors professionals i forma part del *Simbios Biosimulation Toolkit* (SimTK) originat per *Simbios*, el *National Center for Physics-Based Simulation of Biological Structures* de Stanford finançat pel *NIH (National Institute of Health)*. *Simbody* proporciona als programadors d'aplicacions biomèdiques un conjunt d'eines per fer front a la modelització i a aspectes computacionals complexos

de la dinàmica de sistemes multisòlid de forma més senzilla. Aquest fet garanteix un desenvolupament correcte i eficaç d'aquestes aplicacions sense requerir coneixements especialitzats sobre dinàmica de sistemes multisòlid. La llibreria de *Simbody* inclou: modelització de contactes, integració numèrica i diferenciació, estabilització de restriccions, anàlisis d'assemblatges, eines d'optimització, manipulació de vectors i matrius, àlgebra lineal numèrica, aïllament i control d'esdeveniments, control i precisió, *threading* (permet realitzar més d'una operació alhora), depuració (*debugging*), visualització i iteració a temps real.

5. Càlcul d'angles articulars. Model matemàtic

En aquest apartat s'explica detalladament tot el procés de tractament de dades que s'ha dut a terme a través de codi C++. Tal i com es representa a la Figura 12, es parteix de les dades que el PC rep del sistema de *MOCAP Kinect V2*. Aquestes dades necessiten ser modificades a través de models matemàtics per tal de ser enviades al model esquelètic d'*OpenSim* i obtenir com a imatge de sortida el moviment desitjat.

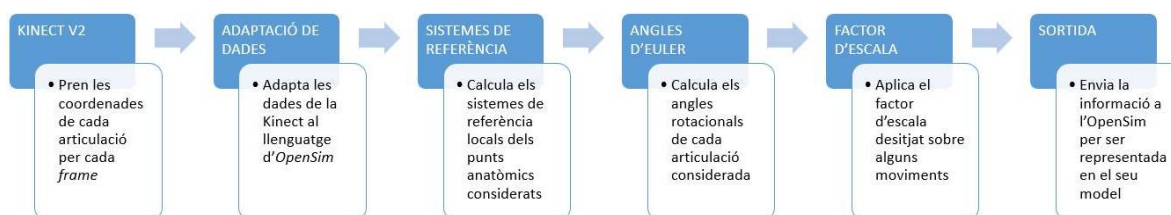


Figura 12. Procés de tractament de dades realitzat des de la captació fins la renderització.

Cal tenir en compte que la precisió del sensor *Kinect*, al ser una tecnologia de baix cost, no és gaire acurada [48], [49]. Aquesta inconveniència afecta sobretot als conjunts de punts de la mà (*hand*, *tip* i *thumb*) i del peu (*foot*), la distinció dels quals és força inestable i imprecisa. Per evitar moviments no desitjats en el model d'*OpenSim* a causa d'aquesta falta de precisió, les articulacions del canell, de la mà, del turmell i del peu no es consideren en aquest treball. Les articulacions considerades són les restants, l'orientació de les quals es pot obtenir a partir dels punts anatòmics pelvis (*pelvis*), tronc (*torso*), espatlles (*shoulder*), colzes (*elbow*), canells (*wrist*), malucs (*hip*), genolls (*knee*) i turmells (*ankle*). Les dades que la *Kinect* ofereix sobre aquests punts són molt més estables i permeten obtenir resultats més realistes. Cal tenir en compte que s'elimina també el grau de llibertat rotacional del radi al voltant del seu eix longitudinal (*pro_sup*), que correspon al moviment de pronació/supinació de l'avantbraç, ja que aquest s'obtindria a partir de la posició dels punts de la mà. Tot i que d'aquesta manera es restringeixen alguns moviments i es redueixen els graus de llibertat del model als 25 mostrats a la Taula 5, s'obtenen resultats més realistes que si es tinguessin en consideració totes les articulacions. Altrament s'obtindrien rotacions no desitjades degut a la inestabilitat dels punts mencionats, generant desviacions en els moviments del model i fent que aquests no s'assemblassin als moviments reals realitzats per l'usuari.

ground_pelvis	hip_r hip_l	knee_r knee_l	back	acromial_r acromial_l	elbow_r elbow_l
pelvis_tilt	hip_flexion_r	knee_angle_r	lumbar_extension	arm_flex_r	elbow_flex_r
pelvis_list	hip_adduction_r		lumbar_bending	arm_add_r	
pelvis_rotation	hip_rotation_r		lumbar_rotation	arm_rot_r	
pelvis_tx	hip_flexion_l	knee_angle_l		arm_flex_l	elbow_flex_l
pelvis_ty	hip_adduction_l			arm_add_l	
pelvis_tz	hip_rotation_l			arm_rot_l	

Taula 5. gdl del model OpenSim que es consideren en aquest TFG.

Per realitzar els càlculs matemàtics necessaris per obtenir les coordenades angulars i de posició del model d'OpenSim, cal fer un recordatori d'alguns conceptes bàsics d'àlgebra lineal.

- Angle θ entre dos vectors \vec{v} i \vec{u} .

$$\cos \theta = \frac{\vec{v} \cdot \vec{u}}{\|\vec{v}\| \|\vec{u}\|} ; \theta \in [0, \pi] \quad \text{Eq. 1}$$

- Angle θ entre un vector \vec{v} i un pla π amb vector normal \vec{n} .

$$\sin \theta = \frac{\vec{v} \cdot \vec{n}}{\|\vec{v}\| \|\vec{n}\|} ; \theta \in \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2} \right] \quad \text{Eq. 2}$$

- Vector \vec{w} perpendicular a dos vectors \vec{u} i \vec{v} donats. Equival a trobar el vector normal al pla format pels vectors \vec{u} i \vec{v} .

$$\vec{w} = \begin{bmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ u_x & u_y & u_z \\ v_x & v_y & v_z \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 3}$$

- Vector \vec{n} normal a un pla format per tres punts. Donats tres punts A , B i C , es calcula el vector normal \vec{n} al pla que formen aquests tres mitjançant el producte vectorial de dos dels vectors que els uneixen.

$$\overline{BA} = A - B ; \overline{BC} = C - B$$

$$\vec{n} = \begin{bmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ BA_x & BA_y & BA_z \\ BC_x & BC_y & BC_z \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 4}$$

5.1. Obtenció de dades amb el sensor de *MOCAP*

Gràcies al sensor de profunditat, la *Kinect V2* és capaç de captar la posició tridimensional de 25 punts anatòmics repartits pel cos humà, els quals defineixen el model d'esquelet incorporat en el *Kinect SDK* (veure Figura 8). Com s'ha explicat en la secció 4.2.1, cada punt anatòmic defineix o bé la posició d'una articulació real entre dos segments corporals, o bé el centre d'un segment determinat. Els 25 punts anatòmics apareixen especificats a la Taula 1.

El *SDK* de *Kinect for Windows* facilita de forma lliure el codi *BodyBasics.cpp*. L'objectiu d'aquest és executar el sensor de profunditat de la *Kinect* per detectar els 25 punts anatòmics de l'usuari i unir-los a través de línies rectes per tal de formar l'esquelet mencionat. Aquest esquelet és renderitzat a temps real en la pantalla del *PC* amb el format que es mostra en la Figura 8b. Modificant el codi *BodyBasics.cpp* es poden guardar les coordenades (x, y, z) de cada punt anatòmic en un vector de tres dimensions utilitzant la comanda *joint[JointType_ID].Position*, la qual retorna els valors de les coordenades en metres. D'aquesta manera, les línies de codi on es guarden aquestes dades són les següents:

```
SimTK::Vec3 variable_name;

//definim el vector Vec3

variable_name [0] = joint[JointType_ID].Position.X;

//Assignem la coordenada X al primer valor del Vec3

variable_name [1] = joint[JointType_ID].Position.Y;

//Assignem la coordenada Y al segon valor del Vec3

variable_name [2] = joint[JointType_ID].Position.Z;

//Assignem la coordenada Z al tercer valor del Vec3
```

on *variable_name* representa el nom que s'assigna al vector *Vec3* (classe que pertany al *Simbody*), i *ID* representa l'identificador (nom o el valor) del punt anatòmic desitjat, seguint la nomenclatura de la Taula 6.

ID		Descripció	ID		Descripció	ID		Descripció
Nom	Valor		Nom	Valor		Nom	Valor	
<i>SpineBase</i>	0	Base de la columna	<i>Elbowright</i>	9	Colze dret	<i>AnkleRight</i>	18	Turvell dret
<i>SpineMid</i>	1	Punt entremig de la columna	<i>Wristright</i>	10	Canell dret	<i>FootRight</i>	19	Peu dret
<i>Neck</i>	2	coll	<i>Handright</i>	11	Mà dreta	<i>Spineshoulder</i>	20	Espina dorsal
<i>Head</i>	3	cap	<i>HipLeft</i>	12	Maluc esquerra	<i>HandTipLeft</i>	21	Punta de la mà esquerra
<i>Shoulderleft</i>	4	Espatlla esquerra	<i>KneeLeft</i>	13	Genoll esquerra	<i>ThumbLeft</i>	22	Polze esquerra
<i>Elbowleft</i>	5	Colze esquerra	<i>AnkleLeft</i>	14	Turvell esquerra	<i>HandTipRight</i>	23	Punta de la mà dreta
<i>Wristleft</i>	6	Canell esquerra	<i>FootLeft</i>	15	Peu esquerra	<i>ThumbRight</i>	24	Polze dret
<i>Handleft</i>	7	Mà esquerra	<i>HipRight</i>	16	Maluc dret			
<i>Shoulderright</i>	8	Espatlla dreta	<i>KneeRight</i>	17	Genoll dret			

Taula 6. Nomenclatura (nom o valor) del Kinect SDK per definir els 25 punts anatòmics.

5.2. Adaptació de dades

A l'hora de transferir les dades capturades amb la *Kinect* al *software OpenSim* apareixen una sèrie de discrepàncies que obliguen a modificar-les per tal d'adaptar-les al sistema de sortida. Les adaptacions que s'han de dur a terme es presenten a continuació.

Tal com s'ha mencionat en les seccions 4.2.1 i 4.3.1, el sensor *Kinect* defineix els tres eixos de referència cartesianes de manera que, des del punt de vista de l'usuari, l'eix *Y* apunta cap amunt, l'eix *X* apunta cap a la dreta del sensor, i l'eix *Z* apunta cap endavant del sensor (veure Figura 9). Per altra banda, els eixos de referència de l'*OpenSim* estan aplicats sobre l'esquelet i segueixen la convenció ISB: l'eix *Y* apunta cap amunt en la direcció craneocaudal, l'eix *X* apunta cap endavant en la direcció dorsoventral i l'eix *Z*, perpendicular als dos anteriors, apunta cap a la dreta de l'esquelet en la direcció mediolateral (veure Figura 11). Per tant, les direccions dels eixos *X* i *Z* dels dos models estan intercanviades, de manera que el sistema de referència de la *Kinect* es troba girat 90° en sentit antihorari al voltant de l'eix *Y* respecte del sistema de referència de l'*OpenSim*. Per resoldre aquest problema sense necessitat d'aplicar matrius de rotació només cal intercanviar els valors de les coordenades *X* i *Z* a l'hora de guardar-les en els respectius vectors *Vec3*. D'aquesta manera s'assegura que la nova base obtinguda

segueix sent ortonormal. Per poder fer aquest intercanvi de manera correcte, cal representar el sistema de referència de la *Kinect* des del punt de vista del sensor invertint els eixos *X* i *Z*, tal i com es representa al primer pas de la Figura 13. D'aquesta manera, els dos sistemes són coherents entre sí. A més, s'ha de tenir en compte que el sentit positiu de l'eix de profunditat varia d'un sistema a l'altre, tal com es mostra al segon pas de la Figura 13. Aquest fet implica un canvi de signe de la coordenada *Z* capturada per la *Kinect* a l'hora d'introduir-la en la posició *X* del *Vec3*.

```
SimTK::Vec3 variable_name;

//definim el vector Vec3

variable_name [0] = - joint[JointType_name].Position.Z;

//Assignem la coordenada -Z al primer valor

variable_name [1] = joint[JointType_name].Position.Y;

//Assignem la coordenada Y al segon valor

variable_name [2] = joint[JointType_name].Position.X;

//Assignem la coordenada X al tercer valor
```

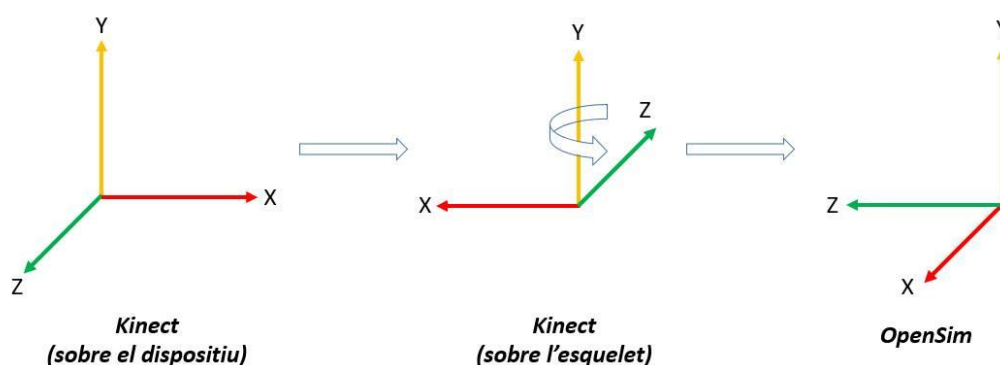


Figura 13. Transformació del sistema de coordenades de la *Kinect* al de l'*OpenSim*.

Una altra discrepància que s'ha de resoldre a l'hora de transferir les dades són els valors d'interès amb els que treballa cada sistema. Per una banda, el sensor *Kinect* captura les coordenades de posició en l'espai tridimensional de cada punt anatòmic. Per altra banda, les coordenades del model d'*OpenSim* estan definides amb angles articulars, on els moviments es defineixen com a rotacions relatives del sòlid *parent* respecte al *child* en angles d'Euler. La resolució d'aquesta dissemblança requereix d'un model matemàtic complex que determini les rotacions relatives entre els sòlids considerats a partir dels punts anatòmics obtinguts amb la *Kinect*. Per fer-ho, primer cal definir els sistemes de referència locals de cadascun dels sòlids respecte el sistema de referència global del terra. Un cop es té aquesta informació, es procedeix al càlcul dels angles articulars relatius.

L'últim que cal tenir en compte, i potser el menys important pel cas d'aquest treball, és la diferència entre les posicions neutres definides per la *Kinect* i l'*OpenSim*. La *Kinect* considera com a posició neutre l'estat on l'usuari es troba dempeus davant al sensor i amb els braços estirats en forma de T, amb una abducció de 90° aproximadament. L'*OpenSim*, en canvi, considera com a posició neutre quan la persona està dempeus amb els dos braços estirats i junt al tronc, i amb els palmells de la mà mirant cap endavant (veure Figura 11). En aquesta posició les 37 coordenades del model són nul·les i els sistemes de referència locals dels 21 sòlids són paral·lels al sistema de referència del terra. Aquesta discrepància no suposa cap problema per aquest treball, per tant no es té en consideració.

5.3. Càlcul dels sistemes de referència anatòmics locals

Un cop s'han adaptat les dades capturades pel sensor al sistema de referència definit per l'*OpenSim*, es procedeix al càlcul dels angles articulars de cadascuna de les articulacions considerades. Seguint la nomenclatura de l'*OpenSim* i amb el suport de la ISB, aquestes rotacions es defineixen amb angles d'Euler. Per poder obtenir aquests valors es necessita trobar prèviament els sistemes de referència locals dels sòlids del model esquelètic. Llavors, l'objectiu d'aquesta secció és obtenir un conjunt de tres eixos ortonormals que defineixin l'orientació dels sòlids en cada instant de temps. Les coordenades d'aquests eixos s'expressen respecte el sistema de referència global del terra definit per l'*OpenSim* (Figura 11a).

Al treballar amb llenguatge C++ s'hauran de crear prèviament algunes funcions matemàtiques que permetin resoldre els càlculs d'una manera més senzilla i compacte. Les funcions que s'han definit s'exposen a continuació, tenint en compte que:

$$\bar{v} = (v_x, v_y, v_z) \quad \bar{u} = (u_x, u_y, u_z) \quad \bar{w} = (w_x, w_y, w_z)$$

$$A = \begin{bmatrix} a_{00} & a_{01} & a_{02} \\ a_{10} & a_{11} & a_{12} \\ a_{20} & a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} b_{00} & b_{01} & b_{02} \\ b_{10} & b_{11} & b_{12} \\ b_{20} & b_{21} & b_{22} \end{bmatrix} \quad C = \begin{bmatrix} c_{00} & c_{01} & c_{02} \\ c_{10} & c_{11} & c_{12} \\ c_{20} & c_{21} & c_{22} \end{bmatrix}$$

- *module*(\bar{v}). Calcula el mòdul d'un vector \bar{v} .

$$\|\bar{v}\| = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2} \quad \text{Eq. 5}$$

- *scaProd*(\bar{v}, \bar{u}). Calcula el producte escalar entre dos vectors i retorna el valor resultant.

$$\bar{v} \cdot \bar{u} = v_x u_x + v_y u_y + v_z u_z \quad \text{Eq. 6}$$

- $vectProd(\bar{v}, \bar{u}, \bar{w})$. Calcula el producte vectorial $\bar{v} \times \bar{u}$ i assigna el resultat al vector \bar{w} .

$$\begin{aligned}\bar{w} = \bar{v} \times \bar{u} &= \begin{vmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ v_x & v_y & v_z \\ u_x & u_y & u_z \end{vmatrix} = (v_y u_z - v_z u_y) \hat{i} - (v_x u_z - v_z u_x) \hat{j} + (v_x u_y - v_y u_x) \hat{k} = \\ &= w_x \hat{i} + w_y \hat{j} + w_z \hat{k}\end{aligned}\quad Eq. 7$$

- $matProd(A, B, C)$. Calcula el producte matricial $A \cdot B$ i assigna el resultat a la matriu C .

$$C = AB = \begin{bmatrix} a_{00} & a_{01} & a_{02} \\ a_{10} & a_{11} & a_{12} \\ a_{20} & a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_{00} & b_{01} & b_{02} \\ b_{10} & b_{11} & b_{12} \\ b_{20} & b_{21} & b_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{00} & c_{01} & c_{02} \\ c_{10} & c_{11} & c_{12} \\ c_{20} & c_{21} & c_{22} \end{bmatrix}\quad Eq. 8$$

- $transpose(A, B)$. Calcula la matriu transposada de A i l'assigna a B .

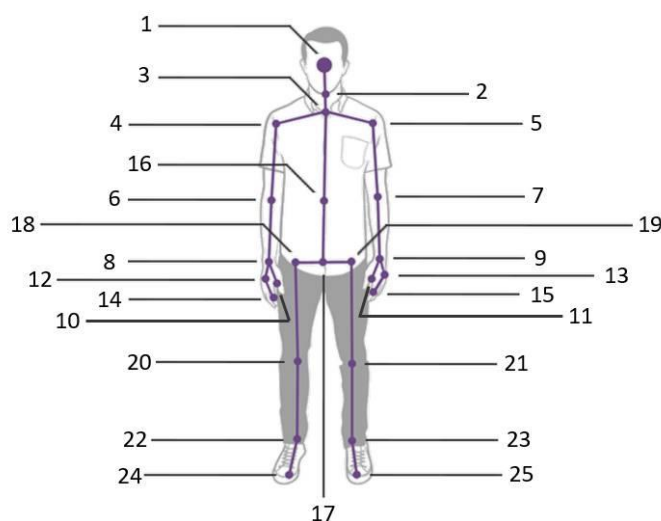
$$B = A^T = \begin{bmatrix} a_{00} & a_{10} & a_{20} \\ a_{01} & a_{11} & a_{21} \\ a_{02} & a_{12} & a_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_{00} & b_{01} & b_{02} \\ b_{10} & b_{11} & b_{12} \\ b_{20} & b_{21} & b_{22} \end{bmatrix}\quad Eq. 9$$

- $norm(\bar{v})$. Transforma el vector \bar{v} en un vector unitari.

$$v = \frac{(v_x, v_y, v_z)}{\|\bar{v}\|}\quad Eq. 10$$

A continuació es presenten els càlculs realitzats per calcular els tres eixos de coordenades locals de cada sòlid considerat, acompanyats d'una explicació detallada que justifica el procés.

Cal tenir present que l'efecte mirall de la *Kinect* comentat en la secció 4.2.1 queda suprimit a l'adaptar les coordenades al sistema de referència de l'*OpenSim*. Ara, quan es parla de punts anatòmics o sòlids de la part dreta (*right*) o de la part esquerra (*left*), es refereixen als punts que corresponen a les extremitats dretes o esquerreres del model respectivament, tal i com es mostra a l'esquelet de la Figura 14.



n.	Nom	n.	Nom	n.	Nom	n.	Nom	n.	Nom
1	head	6	elbowright	11	thumbleft	16	spinemid	21	kneeleft
2	neck	7	elbowleft	12	handright	17	spinebase	22	ankleright
3	spineshoulder	8	wristright	13	handleft	18	hipright	23	ankleleft
4	shoulderright	9	wristleft	14	handtipright	19	hipleft	24	footright
5	shoulderleft	10	thumbright	15	handtipleft	20	kneeright	25	footleft

Figura 14. Punts anatòmics de l'esquelet Kinect un cop adaptades les dades al sistema de referència d'OpenSim.

5.3.1. Pelvis

El primer sòlid que es té en consideració és la pelvis (*pelvis*), la qual està directament lligada al terra mitjançant una articulació de sis gdl. En aquest apartat es tracten tan sols els tres gdl rotacionals, mentre que els tres gdl de translació es calculen en l'apartat 5.5. Per estudiar l'orientació de la pelvis a partir de les dades capturades pel sensor de *MOCAP* es disposa de tres punts útils: *spinebase*, *hipright* i *hipleft*, representats a la Figura 15. Aquests formen un pla transversal, on *spinebase* (part posterior de la pelvis) queda més endarrerit que els punts *hipright* i *hipleft* (part anterior de la pelvis). Amb aquesta informació es pot calcular el sistema de referència local que determina l'orientació de la pelvis.

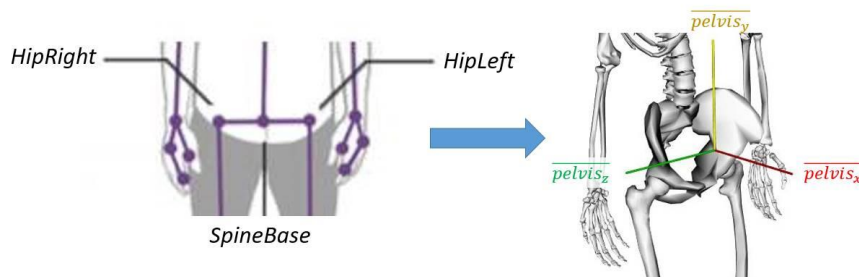


Figura 15. A l'esquerra, punts de l'esquelet Kinect utilitzats per calcular el sistema local de la pelvis. A la dreta, sistema de coordenades local que es vol trobar.

L'eix y de la pelvis ($\overline{pelvis_y}$) queda definit com el vector normal al pla format pels tres punts anatòmics $spinebase$, $hipright$ i $hipleft$. Per trobar el seu valor s'aplica l'Eq. 4 als vectors que uneixen $spinebase$ amb $hipleft$ i $spinebase$ amb $hipright$, tenint en compte que el vector resultant ha d'apuntar cap amunt. S'obté així l'Eq. 11:

$$\overline{pelvis_y}' = (\overline{hipright} - \overline{spinebase}) \times (\overline{hipleft} - \overline{spinebase}) \quad Eq. 11$$

L'eix z ($\overline{pelvis_z}$) està definit pel vector que uneix $hipleft$ amb $hipright$. Aquest vector és perpendicular a l'eix $\overline{pelvis_y}$, ja que està contingut en el pla transversal de la pelvis.

$$\overline{pelvis_z}' = \overline{hipright} - \overline{hipleft} \quad Eq. 12$$

L'eix x de la pelvis ($\overline{pelvis_x}$) és per tant el vector perpendicular als dos anteriors, que, seguint l'Eq. 3, es calcula mitjançant el producte vectorial i tenint en compte que aquest ha d'apuntar cap endavant. S'obté, per tant, l'Eq. 13:

$$\overline{pelvis_x} = \overline{pelvis_y} \times \overline{pelvis_z} \quad Eq. 13$$

Com es pot observar a la Figura 16, s'obtenen tres vectors ortogonals entre sí que defineixen el sistema de referència local de la pelvis respecte el sistema de referència global del terra. D'aquesta manera es podran obtenir posteriorment els tres angles d'Euler relatius que permeten orientar la pelvis del model d'OpenSim en la posició correcta.

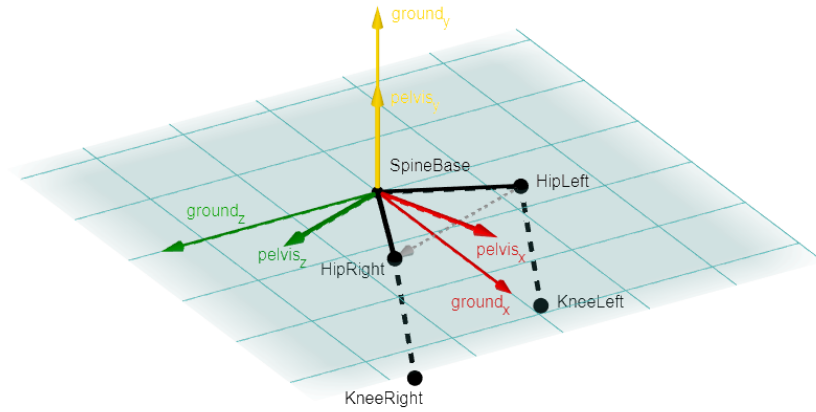


Figura 16. Sistema de referència local de la pelvis. En negre, esquelet de la Kinect (pelvis i cuixes) amb els punts anatòmics corresponents. En vermell, groc i verd, els tres eixos de coordenades dels sistemes de referència de la pelvis i del terra.

Encara que el sistema exposat sembli coherent, presenta una imprecisió considerable. El problema és que l'esquelet definit per la Kinect lliga l'orientació del pla transversal de la pelvis amb l'orientació de l'eix y del tronc, de manera que qualsevol moviment del tronc implica sempre un moviment de la pelvis i viceversa. Aquest fet, però, és qüestionable, ja que, per exemple, l'usuari pot moure el tronc i

mantenir la pelvis immòbil al mateix temps. Aquesta discrepància es fa notar sobretot en moviments del tronc sobre el pla coronal, els quals generen una rotació excessiva de la pelvis al voltant del seu eix x local. Per tal d'evitar aquest error, es llegeix l'angle d'inclinació del tronc (θ_x^{torso}), representat a la Figura 17, i s'aplica aquesta mateixa rotació a la pelvis al voltant del seu eix \overline{pelvis}_x però en sentit contrari. En conseqüència, s'aconsegueix rectificar l'angle d'inclinació de la pelvis fent que aquest sigui independent de l'angle d'inclinació del tronc.

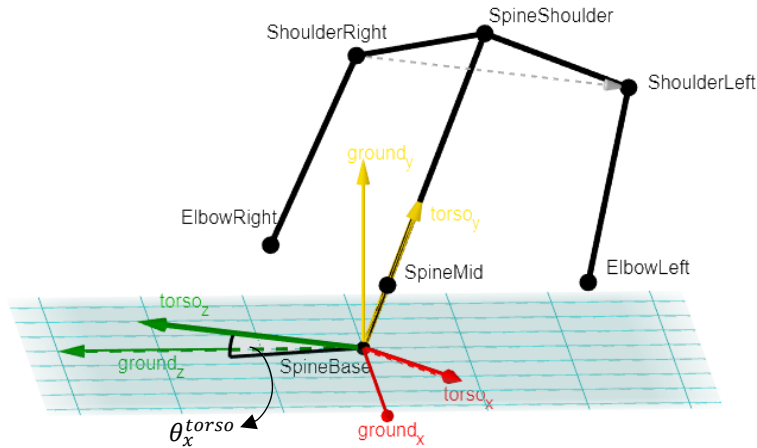


Figura 17. Angle de correcció de la pelvis θ_x^{torso} . Es mostren els sistemes de coordenades del tronc i del terra, i part de l'esquelet Kinect (negre).

Es necessita rectificar llavors l'orientació dels eixos locals y i z de la pelvis (\overline{pelvis}_y i \overline{pelvis}_z) aplicant una rotació al voltant de l'eix \overline{pelvis}_x . Per obtenir les seves noves coordenades referides al sistema de referència global del terra, s'utilitza el procediment matemàtic mostrat a continuació, el qual permet resoldre el problema de manera simplificada sense necessitat de calcular les matrius de rotació, que són força complexes en aquests casos.

Donats un punt arbitrari a l'espai P , un eix arbitrari a l'espai \overline{AB} i un angle θ , si es vol girar el punt P un angle θ al voltant del vector unitari \hat{n} que passa per l'origen i és paral·lel a l'eix \overline{AB} , la nova posició de P en coordenades globals es pot calcular amb l'Eq. 14.

$$P' = (\hat{n} \cdot P) \times \hat{n} + \cos \theta [P - (\hat{n} \cdot P) \times \hat{n}] \pm \sin \theta (\hat{n} \times P) \quad \text{Eq. 14}$$

Pel cas en qüestió, P pren el valor de les coordenades del vector que es vol rotar. Aquesta consideració és correcta ja que la informació rellevant del vector és la seva orientació, no el seu punt d'aplicació, de manera que es pot considerar que tots els vectors s'inicialitzen a l'origen de coordenades. \hat{n} és el vector unitari que defineix l'eix al voltant del qual es vol rotar. Obtenim per tant l'expressió modificada Eq. 15.

$$\bar{v}' = (\hat{n} \cdot \bar{v}) \times \hat{n} + \cos \theta [\bar{v} - (\hat{n} \cdot \bar{v}) \times \hat{n}] \pm \sin \theta (\hat{n} \times \bar{v}) \quad \text{Eq. 15}$$

On \bar{v} és el vector que es vol rotar i \hat{n} el vector unitari que defineix l'eix de rotació. El signe \pm indica el sentit de gir.

En el cas de la pelvis, es vol rotar els eixos $\overline{pelvis_z}$ i $\overline{pelvis_y}$ al voltant de l'eix $\overline{pelvis_x}$. Aquests tres vectors són perpendiculars entre sí, per tant, els productes escalars que apareixen en l'Eq. 15 són nuls. Per tant, l'expressió queda reduïda a:

$$\bar{v} = \cos \theta \bar{v} \pm \sin \theta (\hat{n} \times \bar{v}) \quad \text{Eq. 16}$$

L'angle d'inclinació θ_x^{torso} del tronc, representat a la Figura 17, s'obté com l'angle entre el pla transversal del terra – amb vector normal $\overline{ground_y} = (0,1,0)$ – i el vector $\overline{torso_z}$. D'aquesta manera es té en consideració el signe de la rotació. El seu valor es pot calcular una vegada es tenen els tres eixos de coordenades locals del tronc, a partir de l'Eq. 17, que s'obté substituint els vectors corresponents en l'Eq. 2 mencionada anteriorment.

$$\theta_x^{torso} = \text{asin} \left(\frac{\overline{torso_z} \cdot \overline{ground_y}}{\|\overline{torso_z}\| \|\overline{ground_y}\|} \right) = \text{asin} \left(\frac{\overline{torso_z} \cdot (0,1,0)}{\|\overline{torso_z}\|} \right) \quad \text{Eq. 17}$$

Substituint en l'Eq. 16, s'obtenen les expressions Eq. 18 i Eq. 19 que permeten calcular els nous eixos de coordenades de la pelvis. Tenint en compte que valors positius de θ_x^{torso} impliquen rotacions negatives al voltant de $\overline{pelvis_x}$ i viceversa, la rotació s'aplica en sentit positiu. Cal assegurar-se que el vector $\overline{pelvis_x}$ és unitari.

$$\overline{pelvis_y} = \cos(\theta_x^{torso}) \overline{pelvis_y}' + \sin(\theta_x^{torso}) \left(\overline{pelvis_x} \times \overline{pelvis_y}' \right) \quad \text{Eq. 18}$$

$$\overline{pelvis_z} = \cos(\theta_x^{torso}) \overline{pelvis_z}' + \sin(\theta_x^{torso}) \left(\overline{pelvis_x} \times \overline{pelvis_z}' \right) \quad \text{Eq. 19}$$

D'aquesta manera els tres eixos de referència locals de la pelvis queden definits. Finalment, els tres vectors es normalitzen per garantir que el seu mòdul sigui unitari.

5.3.2. Tronc

El sistema esquelètic utilitzat considera el tronc, el coll, el cap i les espatlles com un únic sòlid rígid al qual anomena *torso* (tronc). Per calcular els tres eixos de coordenades que defineixen l'orientació del

tronc respecte el sistema de referència global es prenen els punts *spinebase*, *spineshoulder*, *shoulderright* i *shoulderleft* que ofereix el *Kinect SDK*, tal i com es mostra a la Figura 18.

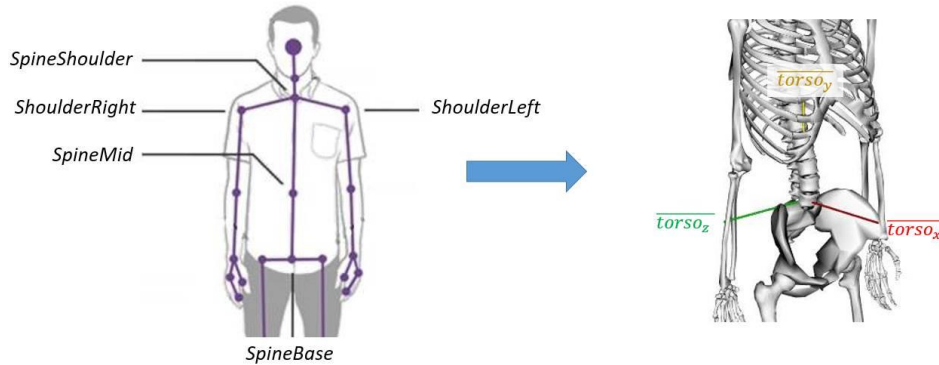


Figura 18. A l'esquerra, punts de l'esquelet Kinect utilitzats per calcular el sistema local del tronc. A la dreta, sistema de coordenades local que es vol trobar.

L'eix y ($\overline{torso_y}$) pren la direcció longitudinal del tronc en sentit ascendent. Correspon per tant al vector que va des de *spinebase* fins *spineshoulder* i es calcula amb l'Eq. 20.

$$\overline{torso_y} = \text{spineshoulder} - \text{spinebase} \quad \text{Eq. 20}$$

L'eix x ($\overline{torso_x}$) està definit pel vector perpendicular a l'eix $\overline{torso_y}$ i al vector que uneix els punts anatòmics *shoulderleft* i *shoulderright*. En altres paraules, correspon al vector normal al pla format per aquests dos vectors, per tant s'obté a través del seu producte vectorial. Aquest vector s'encarrega d'orientar el pla coronal del tronc. Substituint en l'Eq. 3 s'obté l'Eq. 21.

$$\overline{torso_x} = (\text{shoulderleft} - \text{shoulderright}) \times \overline{torso_y} \quad \text{Eq. 21}$$

L'eix z ($\overline{torso_z}$) és el vector perpendicular als dos anteriors i es calcula substituint els termes en l'Eq. 3. Vist d'una altra manera, $\overline{torso_z}$ és la projecció del vector *shoulderleft-shoulderright* sobre el pla transversal del tronc (perpendicular a $\overline{torso_y}$). S'obté amb l'Eq. 22.

$$\overline{torso_z} = \overline{torso_x} \times \overline{torso_y} \quad \text{Eq. 22}$$

A part d'assegurar que els tres vectors són ortogonals entre sí, tal i com es pot veure a la Figura 19, calculant els eixos $\overline{torso_x}$ i $\overline{torso_z}$ d'aquesta manera s'evita la representació de falsos moviments. Com que el model esquelètic considera el tronc i les espatlles com un únic sòlid rígid, és necessari menysprear els moviments que generin un desnivell de les espatlles sense implicar un moviment del tronc, com per exemple, un encongiment d'espatlla. Al no disposar d'aquest grau de llibertat al model de l'*OpenSim*, aquest tipus de moviments no es poden representar. Amb els càlculs exposats, els

possibles canvis d'orientació del vector *shoulderleft-shoulderright* sobre el pla coronal del tronc no afecten a la direcció de l'eix $\overline{torso_z}$, que seguirà sent la projecció d'aquest vector sobre el pla transversal. S'eviten així aquestes possibles falses rotacions que s'obtidrien si es calculés l'eix $\overline{torso_z}$ directament com el vector que uneix *shoulderleft* amb *shoulderright*. S'obté per tant un sistema de referència local pel tronc que ofereix un bon comportament del mateix. Un cop definits els tres vectors, es normalitzen per garantir que el seu mòdul sigui unitari.

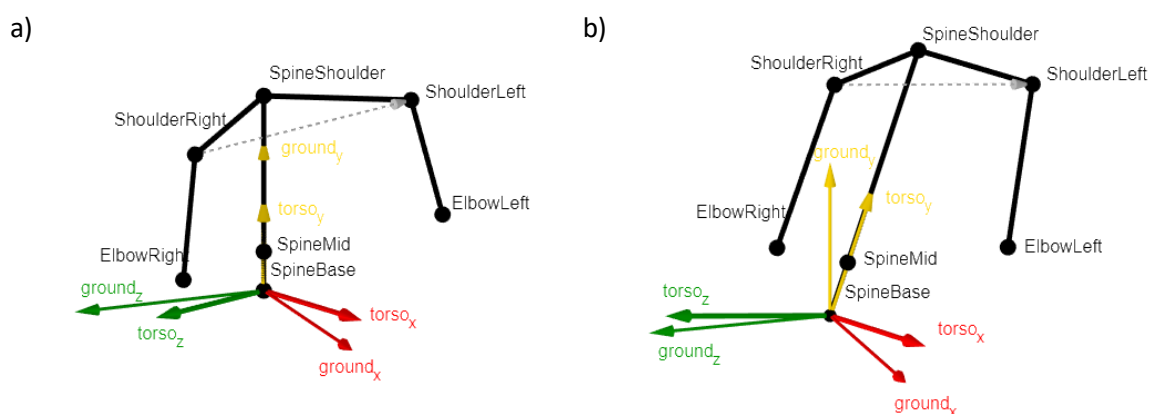


Figura 19. Sistema de referència local del tronc per dues posicions diferents a) i b). En negre, esquelet de la Kinect (tronc i braços) amb els punts anatòmics corresponents. En vermell, groc i verd, els tres eixos de coordenades dels sistemes de referència del tronc i del terra.

5.3.3. Fèmur

És considerat un dels sòlids més complexes de resoldre, juntament amb l'húmer. Per calcular l'orientació dels seus tres eixos de coordenades locals, la *Kinect* tan sols ofereix dos punts de referència: *hiprright* (o *hipleft*) i *kneeright* (o *kneeleft*). Queda clar que l'eix *y* del fèmur és el vector que uneix aquests dos punts anatòmics en la seva direcció longitudinal i en sentit ascendent. El problema apareix a l'hora de calcular els eixos locals *x* i *z*, ja que es requereix d'un mínim de tres punts que donin informació suficient i garanteixin un bon comportament del fèmur en el model.

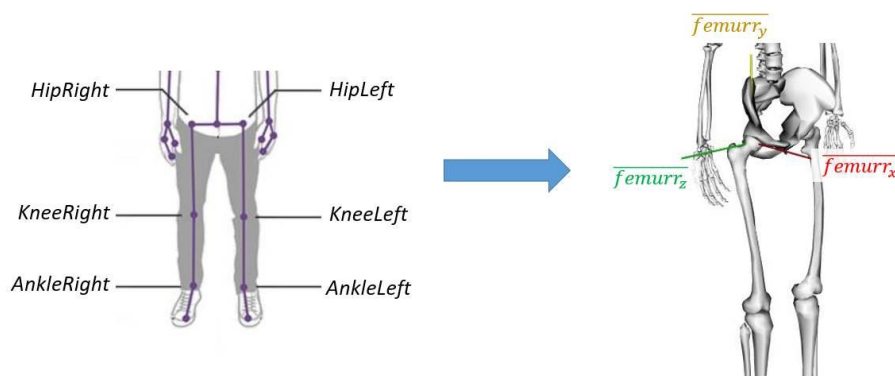


Figura 20. A l'esquerra, punts de l'esquelet Kinect utilitzats per calcular els sistemes locals del fèmur. A la dreta, sistema de coordenades local que es vol trobar pel fèmur dret.

La solució que es presenta consisteix en calcular el punt simètric del genoll respecte un pla paral·lel al pla sagital de la pelvis. Per evitar l'entrecruament del genoll i del seu simètric en cas que l'usuari realitzi una petita adducció, es fa passar el pla de simetria pel maluc contrari al maluc del fèmur estudiat. Per exemple, per obtenir els eixos $\overline{femurr_x}$ i $\overline{femurr_z}$ (del fèmur dret) es calcularà el punt simètric de *kneeright* respecte el pla paral·lel al pla sagital de la pelvis que passa per *hipleft*. Amb aquest nou punt *kneeright_{sym}* i els punts anteriorment mencionats (*hipright* i *kneeright*) es pot estudiar de forma més senzilla l'orientació del fèmur. A continuació es presenten les operacions per calcular el sistema de referència local del fèmur dret.

L'eix y ($\overline{femurr_y}$), com s'ha mencionat, està definit pel vector que uneix el genoll amb el maluc corresponent. Es calcula amb l'Eq. 23.

$$\overline{femurr_y} = \text{hipright} - \text{kneeright} \quad \text{Eq. 23}$$

El càlcul de l'orientació de l'eix x ($\overline{femurr_x}$) és més complex. Es defineix com el vector normal al pla format pel genoll, el seu simètric respecte el pla anteriorment mencionat, i el maluc (*kneeright* - *kneeright_{sym}* - *hipright*). Per obtenir aquest vector cal realitzar una sèrie d'operacions matemàtiques que s'exposen a continuació.

Primer es necessita calcular el punt simètric de *kneeright* respecte el pla paral·lel al pla sagital de la pelvis que passa per *hipleft*. L'equació d'aquest pla de simetria π es pot definir de forma general amb l'Eq. 24.

$$\pi : Ax + By + Cz + D = 0 \quad \text{Eq. 24}$$

On A , B i C són les coordenades del vector normal al pla, el qual és conegut i equival a $\overline{pelvis_z}$:

$$\hat{n} = (A, B, C) = \overline{pelvis_z} \quad \text{Eq. 25}$$

Per trobar el valor de la constant D que defineix el pla π cal imposar que el punt *hipleft* estigui contingut en aquest pla. Substituint x , y i z en l'Eq. 24 per les coordenades de *hipleft* s'obté el valor de D amb l'Eq. 26.

$$D = -[Ax + By + Cz] = -(\overline{pelvis_z} \cdot \text{hipleft}) \quad \text{Eq. 26}$$

Un cop coneguda l'Eq. 24 del pla de simetria π , es calcula el punt simètric de *kneeright*. Per fer-ho, es necessita trobar l'equació de la recta r perpendicular al pla π que passa per *kneeright*. Sabent que el

vector director d'aquesta recta coincideix amb el vector normal del pla de simetria, s'obté l'Eq. 27 de la recta.

$$r : (x, y, z) = (kneeright_x, kneeright_y, kneeright_z) + \lambda(A, B, C) = kneeright + \lambda \overline{pelvis_z} \quad \text{Eq. 27}$$

L'equació de la recta r s'igualava amb l'equació del pla de simetria π per obtenir el punt de tall P .

$$r : \begin{cases} x = kneeright_x + \lambda A \\ y = kneeright_y + \lambda B \\ z = kneeright_z + \lambda C \end{cases} ; \quad \pi : Ax + By + Cz + D = 0$$

$$\begin{aligned} A(kneeright_x + \lambda A) + B(kneeright_y + \lambda B) + C(kneeright_z + \lambda C) + D &= 0 \rightarrow \\ \rightarrow \lambda(A^2 + B^2 + C^2) &= -[Akneeright_x + Bkneeright_y + Ckneeright_z + D] \rightarrow \\ \rightarrow \lambda &= -\frac{[Akneeright_x + Bkneeright_y + Ckneeright_z] + D}{(A^2 + B^2 + C^2)} \end{aligned}$$

$$\lambda = -\frac{D + (\overline{pelvis_z} kneeright)}{\|\overline{pelvis_z}\|^2} \quad \text{Eq. 28}$$

Un cop s'obté el valor de λ amb l'Eq. 28, es torna a l'Eq. 27 de la recta r i s'obté el punt de tall P com:

$$P = kneeright + \lambda \overline{pelvis_z} \quad \text{Eq. 29}$$

Finalment, sabent que el punt de tall P correspon al punt mig entre $kneeright$ i el seu simètric, es calcula el punt simètric $kneeright_{sym}$:

$$kneeright_{sym} = 2P - kneeright \quad \text{Eq. 30}$$

Amb aquest punt i els ja coneguts $kneeright$ i $hipright$ es procedeix a calcular el vector que defineix l'eix $\overline{femurr_x}$ com el vector normal del pla format per aquests tres punts, substituint els respectius vectors en l'Eq. 4 vista anteriorment. A la Figura 21 es mostra la representació gràfica tant d'aquest pla com dels vectors resultants del sistema, on es pot observar que $\overline{femurr_x}$ és ortogonal al pla. S'obté l'Eq. 31.

$$\overline{femurr_x}' = (kneeright - hipright) \times (kneeright_{sym} - hipright) \quad \text{Eq. 31}$$

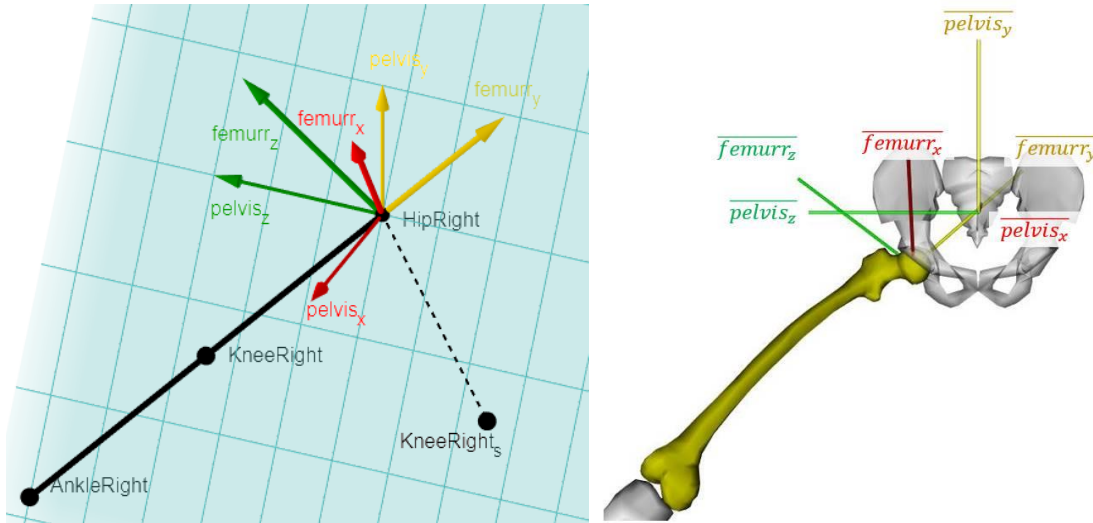


Figura 21. Sistema de referència local del maluc dret i pla coronal del fèmur (format per KneeRight, HipRight i KneeRight_{sym}). En negre, esquelet de la Kinect (fèmur i tibia) amb els punts anatòmics corresponents. En vermell, groc i verd, els tres eixos de coordenades dels sistemes de referència del fèmur i del terra.

Un cop s'ha arribat a aquest punt, sorgeixen dos problemes. Per una banda, quan els tres punts estan gairebé alineats, la direcció resultant de $\overline{femurr_x'}$ presenta un comportament inestable degut al fet que el pla format per aquets no queda ben definit. Això provoca que, en una posició d'abducció pura (sense gairebé flexió) propera a 90° , per petites variacions de la posició real del fèmur es poden obtenir grans variacions en la direcció de $\overline{femurr_x'}$. Per altra banda, el producte vectorial entre dos vectors no és commutatiu i depèn de la direcció dels mateixos. Aquest fet genera problemes quan es realitzen moviments d'abducció o flexió majors de 90° , és a dir, quan el vector $\overline{femurr_y}$ queda per sota del pla transversal de la pelvis. En el cas d'un moviment d'abducció pura major de 90° (Figura 22d), l'ordre del producte vectorial s'ha d'invertir per evitar el canvi de sentit del vector resultant $\overline{femurr_x'}$ que s'obtingria si es realitzés el producte tal i com es planteja a l'Eq. 31. En canvi, pel cas d'una flexió pura major de 90° (Figura 22b), l'ordre del producte vectorial s'ha de mantenir. Per resoldre aquests dos problemes s'introdueix el càlcul de tres angles:

- Angle $\theta_{fr_y}^{p_z}$ entre l'eix $\overline{femurr_y}$ (fr_y) i $\overline{pelvis_z}$ (p_z). Serveix per determinar les situacions en les que els tres punts estudiats estan gairebé alineats, englobant qualsevol direcció de l'espai 3D. Geomètricament representa l'angle d'inclinació d'un con amb l'eix longitudinal situat sobre l'eix $\overline{pelvis_z}$, tal i com es representa en la Figura 22b. Aquest terme permet seleccionar el volum cònic on el fèmur presenta un mal comportament. El seu valor llindar és de 2° i s'ha trobat de forma experimental al SIMMA Lab. Pel cas del fèmur dret, tenint en compte que els eixos $\overline{pelvis_z}$ i $\overline{femurr_y}$ prenen sentits contraris per configuracions d'abducció properes a 90° , el valor llindar a aplicar és de 178° . Els problemes apareixeran per valors angulars entre 178° i 180° . Substituint en l'Eq. 1, s'obté l'Eq. 32 a partir de la qual es calcula el valor de l'angle.

$$\theta_{fr_y}^{p_z} = \text{acos} \left(\frac{\overline{femurr_y} \overline{pelvis_z}}{\|femurr_y\| \|pelvis_z\|} \right) \quad \text{Eq. 32}$$

- Angle $\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}}$ entre l'eix $\overline{femurr_y}$ (fr_y) i el pla transversal de la pelvis (π_{tp}) amb vector normal $\overline{pelvis_y}$. El signe de l'angle indica si el vector $\overline{femurr_y}$ es troba per sobre o per sota del pla transversal, és a dir, si l'abducció o la flexió són menors (Figura 22c) o majors (Figura 22d) de 90° respectivament. Considerant que el vector $\overline{femurr_y}$ és ascendent al fèmur, els angles positius s'obtenen quan el fèmur es troba per sota del pla transversal i els negatius quan es troba per sobre. Substituint en l'Eq. 2, s'obté l'Eq. 33 a partir de la qual es calcula el valor de l'angle.

$$\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}} = \text{asin} \left(\frac{\overline{femurr_y} \overline{pelvis_y}}{\|femurr_y\| \|pelvis_y\|} \right) \quad \text{Eq. 33}$$

- Angle $\theta_{fr_y}^{\pi_{cp}}$ entre l'eix $\overline{femurr_y}$ (fr_y) i el pla coronal de la pelvis (π_{cp}) amb vector normal $\overline{pelvis_x}$ (Figura 22a). Indica l'angle de separació entre el pla coronal de la pelvis i el fèmur. Depenent del seu valor es canviarà o no l'ordre del producte vectorial mencionat (sempre i quan l'angle $\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}}$ calculat anteriorment sigui negatiu). A partir de proves experimentals realitzades al *SIMMA Lab*, s'ha assignat un valor llindar de 7,5°, de manera que l'ordre del producte vectorial es canviarà només si el valor absolut de l'angle $\theta_{fr_y}^{\pi_{cp}}$ es troba entre 0° i 7,5°. Per aquests valors, la separació entre el pla coronal de la pelvis i el fèmur és molt petita i per tant es considera que el moviment és d'abducció. Abduccions del fèmur majors a 90° són poc usuals en l'àmbit de la rehabilitació, per això el valor llindar és tant petit. És més comú realitzar un moviment de flexió major de 90° (incloent una flexió del genoll) combinada amb una abducció menor a 90°. Substituint en l'Eq. 2, s'obté l'Eq. 34 a partir de la qual es calcula el valor de l'angle.

$$\theta_{fr_y}^{\pi_{cp}} = \text{asin} \left(\frac{\overline{femurr_y} \overline{pelvis_x}}{\|femurr_y\| \|pelvis_x\|} \right) \quad \text{Eq. 34}$$

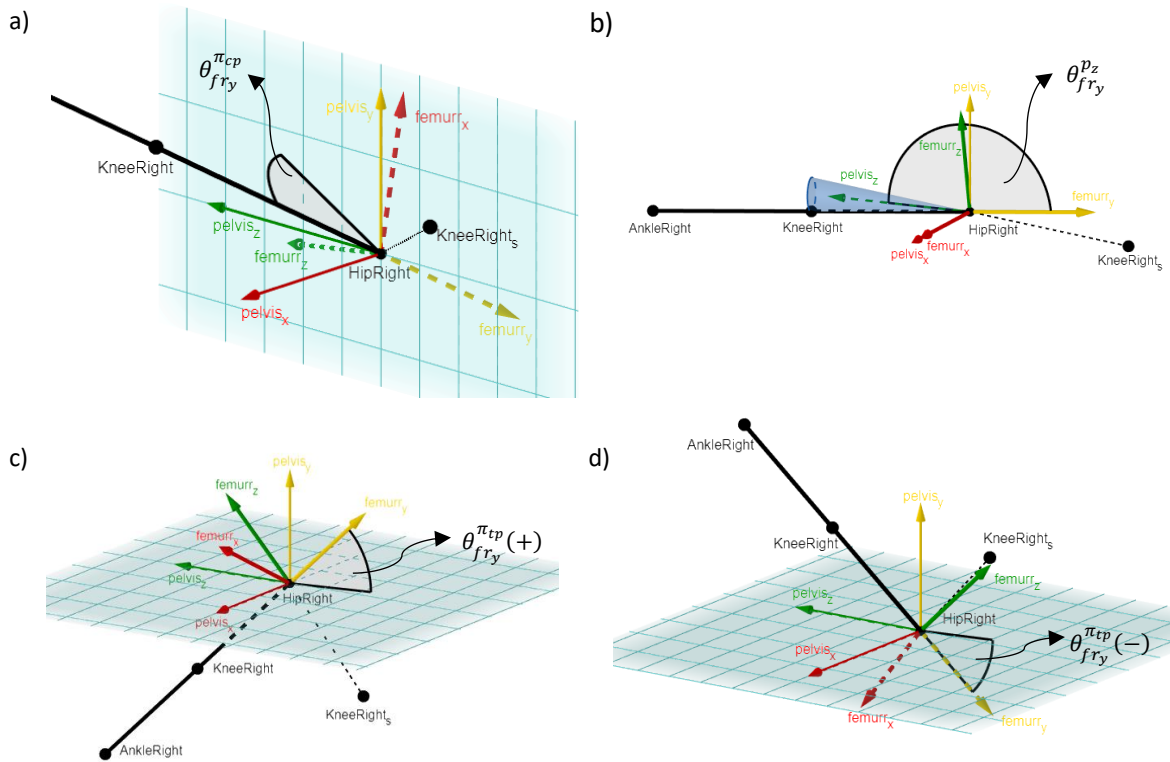


Figura 22. a) Sistema de referència local del fèmur dret per flexió major a 90° amb el corresponent angle $\theta_{fr_y}^{\pi_{cp}}$. b) Angle $\theta_{fr_y}^{p_z}$ i àrea cònica corresponent. c) i d) Angle $\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}}$ entre l'eix $\overline{femurr_y}$ i el pla transversal de la pelvis per una abducció menor (c) i major (d) de 90° .

Tenint en compte els valors i significats d'aquests angles, s'imposen les següents condicions per calcular el vector $\overline{femurr_x}'$:

Si $\theta_{fr_y}^{p_z} < 178^\circ$, el fèmur dret no es troba dins la regió crítica delimitada per aquest angle, llavors es calcula $\overline{femurr_x}'$ com el vector normal al pla format per $kneeright$, $hipright$ i $kneeright_{sym}$ tenint en compte que:

Si $\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}} > 0$, és a dir, el fèmur es troba per sota del pla transversal de la pelvis:

$$\overline{femurr_x}' = (kneeright - hipright) \times (kneeright_{sym} - hipright) \quad Eq. 35$$

En canvi, si $\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}} < 0$, el fèmur es troba per sobre del pla transversal. Llavors s'ha de tenir en compte el valor de l'angle $\theta_{fr_y}^{\pi_{cp}}$ per determinar si es canvia l'ordre del producte vectorial o no:

Si $\left| \theta_{fr_y}^{\pi_{cp}} \right| > 7,5^\circ$, es considera un moviment de flexió major a 90° , per tant, l'eix $\overline{femurr_x'}$ es calcularà amb l'Eq. 35.

Si $\left| \theta_{fr_y}^{\pi_{cp}} \right| < 7,5^\circ$, es considera un moviment d'abducció major a 90° , per tant, el signe del producte vectorial s'inverteix:

$$\overline{femurr_x'} = (\overline{kneeright}_{sym} - \overline{hipright}) \times (\overline{kneeright} - \overline{hipright}) \quad Eq. 36$$

Si $\theta_{fr_y}^{p_z} > 178^\circ$, significa que el fèmur es troba dins el volum cònic on presenta un mal comportament.

Llavors, en comptes de calcular $\overline{femurr_x'}$ com s'ha fet anteriorment, se li assigna el mateix valor que $\overline{pelvis_x}$, ja que quan el fèmur es troba en una posició d'abducció pura propera a 90° , la direcció de l'eix $\overline{femurr_x'}$ hauria de ser igual o molt semblant a la de $\overline{pelvis_x}$.

$$\overline{femurr_x'} = \overline{pelvis_x} \quad Eq. 37$$

Tot i que aquest mètode pot generar algunes discontinuïtats en l'orientació de l'eix $\overline{femurr_x'}$, aquestes són inevitables amb les dades que es tenen disponibles. A part, pel que fa al fèmur, poques vegades s'arriba a valors d'abducció o flexió majors de 90° en exercicis de rehabilitació. D'aquesta manera, per tant, es solucionen els dos problemes presentats i s'aconsegueix obtenir la direcció de l'eix $\overline{femurr_x'}$ amb una bona precisió.

Finalment, l'eix z ($\overline{femurr_z}$) correspon novament al vector perpendicular als altres dos eixos. Substituint en l'Eq. 3, s'obté l'Eq. 38 que defineix aquest vector.

$$\overline{femurr_z'} = \overline{femurr_x'} \times \overline{femurr_y'} \quad Eq. 38$$

Amb aquest sistema de referència s'aconsegueix un bon comportament pels moviments de flexió/extensió i adducció/abducció, però no s'està tenint en compte la possible rotació del fèmur al voltant del seu eix longitudinal. Per tal de representar aquesta rotació caldrà modificar el sistema de coordenades prèviament obtingut. Sabent que l'articulació del genoll només té un grau de llibertat, la flexió, es poden utilitzar les dades conegudes de la tibia per calcular la rotació del fèmur al voltant de $\overline{femurr_y}$. Per obtenir el valor de la rotació en qüestió es calcula l'angle entre l'eix longitudinal de la tibia ($\overline{tr_y}$), que correspondrà al vector $\overline{tibiar_y}$, i el pla sagital del fèmur (π_{sf}) amb vector normal $\overline{femurr_z}$, tal i com es representa a la Figura 23. L'eix $\overline{tibiar_y}$ s'obté com el vector que va des d'*ankleright* fins a *kneeright*, en la direcció ascendent de la tibia:

$$\overline{tibiar}_y = kneeright - ankleright \quad Eq. 39$$

Llavors, substituint en l'Eq. 2, l'angle $\theta_{tr_y}^{\pi_{sf}}$ buscat queda definit per l'Eq. 40 com:

$$\theta_{tr_y}^{\pi_{sf}} = \text{asin} \left(\frac{\overline{tibiar}_y \cdot \overline{femurr}_z}{\|\overline{tibiar}_y\| \|\overline{femurr}_z\|} \right) \quad Eq. 40$$

Aquest valor representa l'angle de desviació de la tibia (\overline{tibiar}_y) respecte la seva posició "neutre" (rotació nul·la del fèmur) on la tibia seria coincident amb el pla sagital del fèmur. Un cop conegut el valor d'aquest angle, s'aplica una rotació equivalent als eixos \overline{femurr}_x' i \overline{femurr}_z' al voltant de l'eix \overline{femurr}_y substituint en l'Eq. 16 mencionada anteriorment. En aquest cas, la rotació aplicada pren signe negatiu, ja que, considerant que el sentit positiu de l'eix \overline{tibiar}_y és ascendent a la tibia, s'obtenen angles positius quan la rotació és interna i negatius quan la rotació és externa, tal i com es representa a la Figura 23. S'observa que aquests signes són contraris a les rotacions al voltant de \overline{femurr}_y , on les rotacions externes són positives i les rotacions internes negatives. Per tant, per modificar el sistema de referència correctament, es calculen els nous eixos com:

$$\overline{femurr}_x = \cos(\theta_{tr_y}^{\pi_{sf}}) \overline{femurr}_x' - \sin(\theta_{tr_y}^{\pi_{sf}}) (\overline{femurr}_y \times \overline{femurr}_x') \quad Eq. 41$$

$$\overline{femurr}_z = \cos(\theta_{tr_y}^{\pi_{sf}}) \overline{femurr}_z' - \sin(\theta_{tr_y}^{\pi_{sf}}) (\overline{femurr}_y \times \overline{femurr}_z') \quad Eq. 42$$

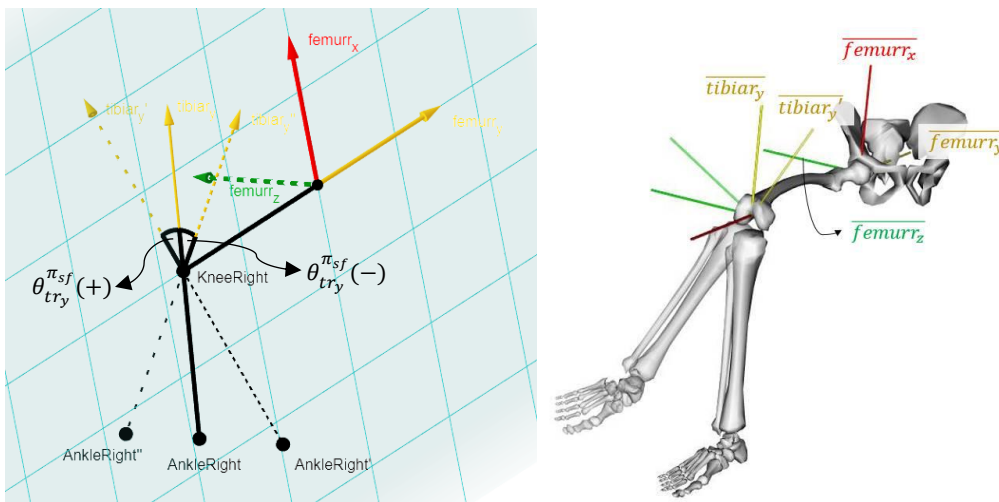


Figura 23. Angle $\theta_{tr_y}^{\pi_{sf}}$ de desviació entre \overline{tibiar}_y i el pla sagital de la cama, amb els respectius signes. Es mostra el sistema de referència del fèmur per una posició donada, amb una flexió del genoll propera a 90°. El punt AnkleRight es troba sobre el pla sagital; el punt AnkleRight' es troba davant el pla; i el punt AnkleRight'' es troba darrera el pla.

S'obté així un sistema de referència local definit per tres eixos que presenten un comportament molt més acurat i realista que altres mètodes que s'han provat durant la realització del treball. Tot i que el més lògic semblaria ser utilitzar com a referència de la cama els tres punts continguts en aquesta (*hip*, *knee* i *ankle*), com que aquests estan gairebé alineats quan la cama no es troba flexionada, generen resultats molt irregulars i inestables pels eixos $\overline{femurr_x}$ i $\overline{femurr_z}$. Aquest fet provoca la representació de falses rotacions en el model esquelètic al voltant de $\overline{femurr_y}$. Un cop definits els tres vectors, es normalitzen per garantir que el seu mòdul sigui unitari.

Per obtenir el sistema de referència local del fèmur esquerre, s'aplica exactament el mateix procediment. Les úniques variacions que s'han de tenir en compte són les següents. Recordant que el sentit positiu del vector $\overline{femurl_y}$ és ascendent al fèmur, el valor llindar de l'angle θ_{fly}^{pz} entre l'eix $\overline{pelvis_z}$ i l'eix $\overline{femurl_y}$, que delimita la regió cònica en la qual el fèmur presenta un mal comportament, pren el valor de 2° . Com es mostra a la Figura 24b, els vectors $\overline{femurl_y}$ i $\overline{pelvis_z}$ tenen el mateix sentit quan l'abducció del fèmur esquerre és d'aproximadament 90° . Per altra banda, cal tenir en compte que l'ordre dels productes vectorials per obtenir $\overline{femurl_x}$ serà contrari als plantejats per $\overline{femurr_x}$, ja que en aquest cas el punt $kneelleft_{sym}$ queda a l'esquerra tant de $kneelleft$ com de $hipleft$ (veure Figura 24c i Figura 24d).

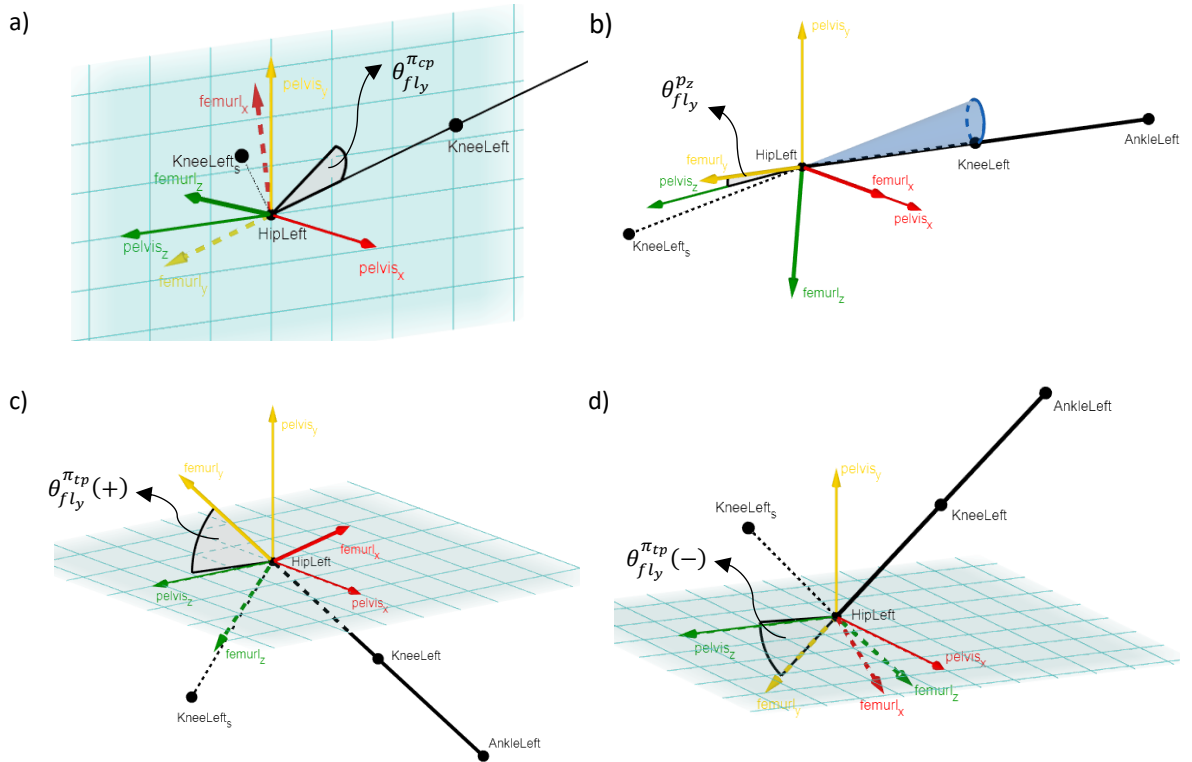


Figura 24. a) Sistema de referència local del fèmur esquerre per flexió major a 90° amb el corresponent angle $\theta_{fly}^{\pi_{cp}}$. b) Angle θ_{fly}^{pz} i de àrea cònica corresponent. c) i d) angle $\theta_{fly}^{\pi_{tp}}$ entre $\overline{femurl_y}$ i pla transversal de la pelvis per una abducció menor (c) i major (d) de 90° .

5.3.4. Tíbia

El sistema de referència local de la tíbia és més senzill de calcular. El model esquelètic d'*OpenSim* considera els ossos tíbia i peroné com un únic sòlid rígid el qual anomena *tibia*.

L'eix y ($\overline{tibiary}$ o $\overline{tibialy}$), com s'ha mencionat en l'apartat anterior, és el vector que uneix els punts *ankle* i *knee* en la direcció longitudinal de la tíbia i en sentit ascendent. S'obté amb l'Eq. 43 i l'Eq. 44.

$$\overline{tibiary} = \text{kneeright} - \text{ankleright} \quad \text{Eq. 43}$$

$$\overline{tibialy} = \text{kneeleft} - \text{ankleleft} \quad \text{Eq. 44}$$

L'eix z de la tíbia ($\overline{tibiartz}$ o $\overline{tibialz}$) es pot afirmar que és paral·lel a l'eix z del seu sòlid *parent*, el fèmur, ja que l'únic gdl de l'articulació que els uneix (el genoll) és la flexió. Si es considerés un eix z per la tíbia amb orientació diferent a l'eix z del fèmur, implicaria rotacions d'adducció i/o rotació en l'articulació del genoll. Per tant, el seu valor s'obté com indiquen les expressions Eq. 45 i Eq. 46.

$$\overline{tibiartz} = \overline{femurrz} \quad \text{Eq. 45}$$

$$\overline{tibialz} = \overline{femurlz} \quad \text{Eq. 46}$$

L'eix x de la tíbia ($\overline{tibiary}$ o $\overline{tibialx}$) llavors, és el vector ortogonal als dos anteriors. Substituint en l'Eq. 3, l'eix x s'obté a partir de l'Eq. 47 i l'Eq. 48.

$$\overline{tibiary} = \overline{tibiary} \times \overline{tibiartz} \quad \text{Eq. 47}$$

$$\overline{tibialx} = \overline{tibialy} \times \overline{tibialz} \quad \text{Eq. 48}$$

Un cop definits els tres vectors, es normalitzen per garantir que el seu mòdul sigui unitari.

5.3.5. Húmer

Igual que el fèmur, l'húmer s'orienta a partir d'una articulació de tres gdl referent al seu sòlid *parent*, el tronc. Els punts anatòmics de l'esquelet de la *Kinect* que delimiten l'húmer són l'espatlla (*shoulderright* o *shoulderleft*) i el colze (*elbowright* o *elbowleft*), representats a la Figura 25. Aquests dos punts permeten obtenir l'eix y local de l'húmer. La dificultat torna a aparèixer en els càlculs dels eixos locals x i z , com succeïa amb el fèmur. En aquest cas s'aprofita que en la majoria de postures (fins i tot en una posició anatòmica relaxada) es té una flexió del colze no nul·la, ja que aquesta postura

resultaria incòmode. Sabent que només es considera un gdl en l'articulació del colze (la flexió) quan els tres punts que defineixen el braç (*shoulder*, *elbow* i *wrist*) no estan alineats, el procés de càlcul dels eixos de referència locals de l'húmer es simplifica. Tot i així, s'ha de tenir en compte el possible cas que el braç estigui completament estirat i, per tant, els tres punts estiguin alineats. Si això succeeix, es procedeix al càlcul dels eixos locals de l'húmer seguint el mateix procediment que el que s'ha explicat pel fèmur. Els càlculs presentats a continuació fan referència a l'húmer dret.

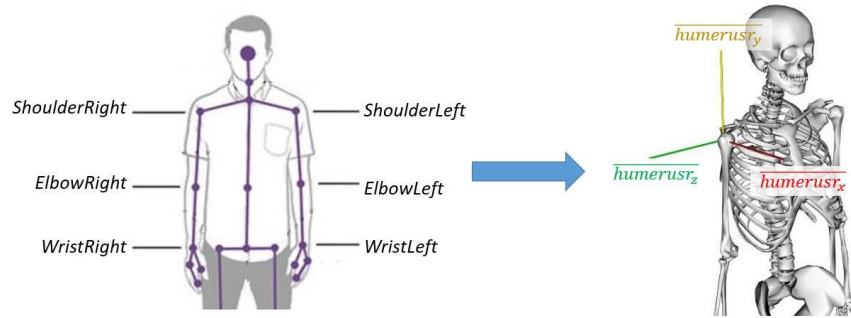


Figura 25. A l'esquerra, punts de l'esquelet Kinect utilitzats per calcular els sistemes local dels hùmers. A la dreta, sistema de coordenades local que es vol trobar per l'húmer dret.

A partir de les dades captades per la Kinect, és senzill determinar l'eix $\overline{humerusr_y}$. S'obté com el vector que uneix els punts *elbowright* i *shoulderright* en la direcció longitudinal de l'húmer i en sentit colze-espatlla (Eq. 49):

$$\overline{humerusr_y} = \text{shoulderright} - \text{elbowright} \quad \text{Eq. 49}$$

Un cop es té aquest vector, cal comprovar el valor de l'angle de flexió del colze. Per obtenir aquest angle, es necessita conèixer l'eix longitudinal del cúbit ($\overline{ulnar_y}$), que equival al vector que va des de *wristright* fins a *elbowright* en la direcció longitudinal del cúbit i en sentit canell-colze. Es calcula amb l'Eq. 50.

$$\overline{ulnar_y} = \text{elbowright} - \text{wristright} \quad \text{Eq. 50}$$

Un cop es coneixen els vectors longitudinals als dos sòlids que formen el braç (fèmur i cúbit), es calcula l'angle de flexió del colze com:

$$\theta_{\text{elbow}_r} = \text{acos} \left(\frac{\overline{humerusr_y} \cdot \overline{ulnar_y}}{\|\overline{humerusr_y}\| \|\overline{ulnar_y}\|} \right) \quad \text{Eq. 51}$$

Depenent del valor angular obtingut es calcularan els eixos $\overline{humerusr_x}$ i $\overline{humerusr_z}$ d'una manera o d'una altra. El valor llindar utilitzat per θ_{elbow_r} és d'1° i s'ha trobat de forma experimental al *SIMMA Lab*.

Si $\theta_{elbow_r} > 1^\circ$, tal i com es representa a la Figura 26, llavors el càlcul es simplifica. Al tenir una flexió no nul·la en l'articulació del colze, els punts *shoulderright*, *elbowright* i *wristright* no estan alineats. D'aquesta manera, sabent que l'articulació del colze només té un gdl (la flexió) es pot utilitzar la informació d'aquests tres punts per calcular el pla sagital de l'húmer, el vector normal del qual defineix l'eix z local. Substituint en l'Eq. 3 i tenint en compte que el vector z ha d'apuntar cap a la dreta del model, s'obté l'Eq. 52:

$$\overline{humerusr_z} = \overline{humerusr_y} \times \overline{ulnar_y} \quad \text{Eq. 52}$$

Un cop es tenen els vectors $\overline{humerusr_y}$ i $\overline{humerusr_z}$, l'eix x local es pot calcular, substituint l'Eq. 3, com el vector perpendicular a ambdós. S'obté l'Eq. 53:

$$\overline{humerusr_x} = \overline{humerusr_y} \times \overline{humerusr_z} \quad \text{Eq. 53}$$

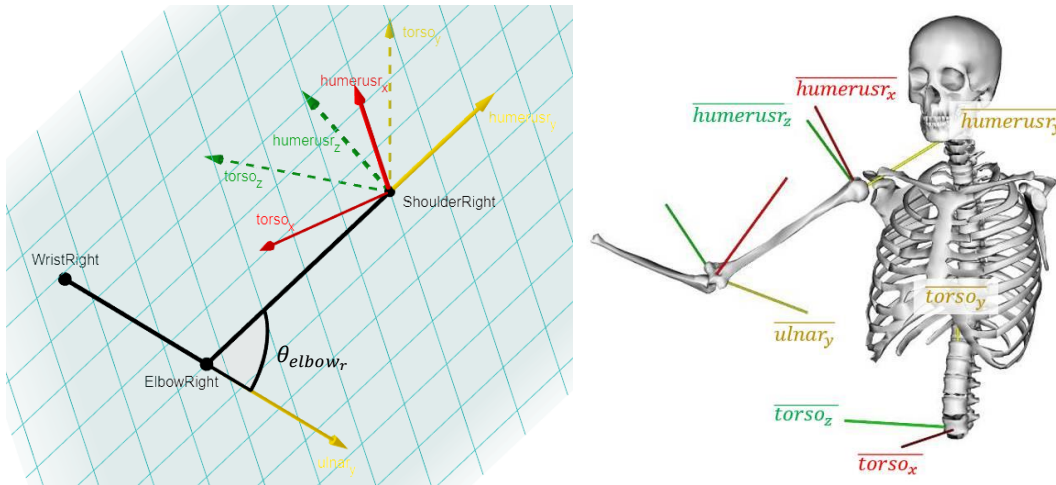


Figura 26. Angle de flexió del colze i pla sagital del braç (format per *ShoulderRight*, *ElbowRight* i *WristRight*). $\overline{humerusr_z}$ és perpendicular al pla.

El problema sorgeix a l'hora de determinar l'orientació dels eixos $\overline{humerusr_x}$ i $\overline{humerusr_z}$ quan $\theta_{elbow_r} < 1^\circ$. En aquest cas, els tres punts del braç utilitzats anteriorment estan alineats (o gairebé alineats) i el pla que formen no queda ben definit. Per tant, es necessita un segon procediment de càlcul. Seguint el principi proposat per l'orientació dels eixos x i z del fèmur en l'apartat 5.3.3, s'utilitza el mateix mètode per resoldre aquest cas. Es procedeix per tant al càlcul del punt simètric de

elbowright respecte el pla paral·lel al pla sagital del tronc que passa per l'espatlla contrària, *shoulderleft*. Sabent que el vector normal al pla sagital del tronc correspon al vector $\overline{torso_z}$, s'adapta l'Eq. 26 per obtenir el valor de la constant D (Eq. 55) que defineix l'Eq. 24 del pla de simetria π .

$$\hat{n} = (A, B, C) = \overline{torso_z} \quad \text{Eq. 54}$$

$$D = -[Ax + By + Cz] = -(\overline{torso_z} \text{shoulderleft}) \quad \text{Eq. 55}$$

A continuació es calcula el punt de tall entre el pla de simetria π i la recta r , perpendicular al pla π i que passa pel punt *elbowright*. Modificant l'Eq. 28 i l'Eq. 29, s'obtenen pel cas de l'húmer les expressions Eq. 56 i Eq. 57.

$$\begin{cases} r : (x, y, z) = (\text{elbowright}_x, \text{elbowright}_y, \text{elbowright}_z) + \lambda(A, B, C) = \text{elbowright} + \lambda \overline{torso_z} \\ \pi : Ax + By + Cz + D = 0 \end{cases}$$

$$\lambda = -\frac{[A\text{elbowright}_x + B\text{elbowright}_y + C\text{elbowright}_z] + D}{(A^2 + B^2 + C^2)}$$

$$\lambda = -\frac{D + (\overline{torso_z} \text{elbowright})}{\|\overline{torso_z}\|^2} \quad \text{Eq. 56}$$

$$P = \text{elbowright} + \lambda \overline{torso_z} \quad \text{Eq. 57}$$

Finalment es calcula el punt simètric a *elbowright* (elbowright_{sym}) amb l'Eq. 58.

$$\text{elbowright}_{sym} = 2P - \text{elbowright} \quad \text{Eq. 58}$$

Amb aquest punt, *elbowright* i *shoulderright* es podria procedir al càlcul del vector que defineix l'eix $\overline{humerusr_x}$ com el vector normal al pla format per aquests tres punts. Però apareixerien els mateixos problemes mencionats en l'apartat 5.3.3: la inestabilitat de la direcció de l'eix $\overline{humerusr_x}$ quan els tres punts es trobessin gairebé alineats (abducció pura propera a 90°), i el canvi de sentit del vector $\overline{humerusr_x}$ passats els 90° d'abducció degut a la no commutació del producte vectorial. Per solucionar aquests dos problemes es defineixen novament tres angles:

- Angle $\theta_{hr_y}^{t_z}$ entre l'eix $\overline{humerusr_y}$ (hr_y) i $\overline{torso_z}$ (t_z). Serveix per determinar les situacions en les que els tres punts es troben gairebé alineats, englobant qualsevol direcció de l'espai 3D. Geomètricament, representa l'angle d'inclinació d'un con amb l'eix longitudinal situat sobre

l'eix $\overline{torso_z}$ (veure Figura 22b pel cas del fèmur). Aquest terme permet seleccionar el volum cònic on l'húmer presenta un mal comportament. El seu valor lliard és de 2° i s'ha trobat de forma experimental al *SIMMA Lab*. Pel cas de l'húmer dret, tenint en compte que els eixos $\overline{torso_z}$ i $\overline{humerusr_y}$ prenen sentits contraris per configuracions d'abducció properes a 90° , el valor lliard a aplicar és de 178° . Els problemes apareixeran per valors angulars entre 178° i 180° . Substituint en l'Eq. 1, s'obté l'Eq. 59 a partir de la qual es calcula el valor de l'angle.

$$\theta_{hr_y}^z = \text{acos} \left(\frac{\overline{humerusr_y} \cdot \overline{torso_z}}{\|\overline{humerusr_y}\| \|\overline{torso_z}\|} \right) \quad \text{Eq. 59}$$

- Angle $\theta_{hr_y}^{\pi_{tt}}$ entre l'eix $\overline{humerusr_y}$ (hr_y) i el pla transversal del tronc (π_{tt}) amb vector normal $\overline{torso_y}$. El signe de l'angle indica si el vector $\overline{humerusr_y}$ es troba per sota o per sobre del pla transversal del tronc, és a dir, si l'abducció o la flexió són menors o majors a 90° respectivament (veure Figura 22c i Figura 22d). Considerant que el vector $\overline{humerusr_y}$ és ascendent a l'húmer, els angles positius s'obtenen quan l'húmer es troba per sota del pla transversal i els negatius quan es troba per sobre. Substituint en l'Eq. 2, s'obté l'Eq. 60 a partir de la qual es calcula el valor de l'angle.

$$\theta_{hr_y}^{\pi_{tt}} = \text{asin} \left(\frac{\overline{humerusr_y} \cdot \overline{torso_y}}{\|\overline{humerusr_y}\| \|\overline{torso_y}\|} \right) \quad \text{Eq. 60}$$

- Angle $\theta_{hr_y}^{\pi_{ct}}$ entre l'eix $\overline{humerusr_y}$ (hr_y) i el pla coronal del tronc (π_{ct}) amb vector normal $\overline{torso_x}$ (veure Figura 22a). Indica l'angle de separació entre el pla coronal del tronc i l'húmer. Depenent del seu valor es canviarà o no l'ordre del producte vectorial mencionat (sempre i quan l'angle $\theta_{hr_y}^{\pi_{tt}}$ calculat anteriorment sigui negatiu). A partir de proves experimentals realitzades al *SIMMA Lab*, s'ha assignat un valor lliard de $17,5^\circ$, de manera que l'ordre del producte vectorial canviarà només si el valor absolut de l'angle $\theta_{hr_y}^{\pi_{ct}}$ es troba entre 0° i $17,5^\circ$. Per aquests valors, la separació entre el pla coronal i l'húmer és petita i per tant es considera que el moviment és d'abducció i no de flexió. Substituint en l'Eq. 2, s'obté l'Eq. 61 a partir de la qual es calcula el valor de l'angle.

$$\theta_{hr_y}^{\pi_{ct}} = \text{asin} \left(\frac{\overline{humerusr_y} \cdot \overline{torso_x}}{\|\overline{humerusr_y}\| \|\overline{torso_x}\|} \right) \quad \text{Eq. 61}$$

Tenint en compte els valors i significats d'aquests angles, s'imposen les següents condicions per calcular el vector $\overline{humerusr_x}$:

Si $\theta_{hr_y}^{t_z} < 178^\circ$, l'húmer dret no es troba dins la regió crítica delimitada per aquest angle, llavors es calcula $\overline{humerusr_x}$ com el vector normal del pla format per $elbowright$, $shoulderright$ i $elbowright_{sym}$ tenint en compte que:

Si $\theta_{hr_y}^{\pi_{tt}} > 0$, és a dir, l'húmer es troba per sota del pla transversal del tronc:

$$\overline{humerusr_x} = (elbowright - shoulderright) \times (elbowright_{sym} - shoulderright) \quad Eq. 62$$

En canvi, si $\theta_{hr_y}^{\pi_{tt}} < 0$, l'húmer es troba per sobre del pla transversal. Llavors s'ha de tenir en compte el valor de l'angle $\theta_{hr_y}^{\pi_{ct}}$ per determinar si es canvia el signe del producte vectorial o no:

Si $|\theta_{hr_y}^{\pi_{ct}}| > 17,5^\circ$, es considera un moviment de flexió major a 90° , per tant l'eix $\overline{humerusr_x}$ es calcula amb l'Eq. 62.

Si $|\theta_{hr_y}^{\pi_{ct}}| < 17,5^\circ$, es considera un moviment d'abducció major a 90° , per tant el signe del producte vectorial s'inverteix:

$$\overline{humerusr_x} = (elbowright_{sym} - shoulderright) \times (elbowright - shoulderright) \quad Eq. 63$$

Si $\theta_{hr_y}^{t_z} > 178^\circ$ significa que l'húmer es troba dins el volum cònic en el qual presenta un mal comportament. Llavors, en comptes de calcular $\overline{humerusr_x}$ com s'ha fet anteriorment, se li assigna el mateix valor que $\overline{torso_x}$ (Eq. 64), ja que quan l'húmer es troba en una posició d'abducció pura propera a 90° (amb flexió nul·la o gairebé nul·la), la direcció de l'eix $\overline{humerusr_x}$ hauria de ser igual o molt semblant a la de $\overline{torso_x}$.

$$\overline{humerusr_x} = \overline{torso_x} \quad Eq. 64$$

Tot i que aquest mètode pot crear algunes discontinuïtats en l'orientació de l'eix $\overline{humerusr_x}$, aquestes són inevitables amb les dades que es tenen disponibles. Per tant, d'aquesta manera es solucionen novament els dos problemes presentats i s'aconsegueix obtenir la direcció de l'eix $\overline{humerusr_x}$.

Finalment, l'eix z de l'húmer ($\overline{humerusr_z}$) correspon al vector perpendicular als altres dos eixos ja calculats. Substituint en l'Eq. 3, l'eix z es calcula segons l'Eq. 65.

$$\overline{humerusr_z} = \overline{humerusr_x} \times \overline{humerusr_y} \quad \text{Eq. 65}$$

El sistema de referència obtingut pel cas que $\theta_{elbow_r} > 1^\circ$ no té en compte possibles moviments de rotació de l'húmer al voltant del seu eix longitudinal. Aquest moviment no és considerat, ja que, degut a la falta de precisió del sensor de *MOCAP Kinect*, no es disposen de dades suficientment fiables per calcular aquesta rotació en el cas que el braç estigui completament estirat.

S'obté així un sistema de referència local definit per tres eixos que presenten un comportament molt més realista que altres mètodes que s'han provat en la realització d'aquest treball. Si s'utilitza el segon mètode presentat per a calcular els eixos de referència locals independentment del valor de flexió del colze, tal i com s'ha fet pel fèmur, el resultat obtingut no és tan precís. Si bé és cert que s'obté un bon comportament per moviments de flexió o abducció menors de 90° , quan es supera aquest valor apareixen certes discontinuïtats degut a les condicions imposades per solucionar el canvi de signe del producte vectorial i el comportament obtingut és força irregular. Amb el mètode proposat, en canvi, aquestes discontinuïtats només es donen en el cas que l'usuari tingui el braç totalment estirat, amb flexió nul·la del colze, fet que es dona en molt poques ocasions. Un cop definits els tres vectors, es normalitzen per garantir que el seu mòdul sigui unitari.

Per obtenir el sistema de l'húmer esquerre, s'aplica exactament el mateix procediment. Les úniques variacions que s'han de tenir en compte només afecten al procediment de càlcul pel cas que $\theta_{elbow_r} < 1^\circ$. Considerant que el sentit positiu del vector $\overline{humerusr_y}$ és colze-espatlla, el valor llindar de l'angle $\theta_{hl_y}^{t_z}$ entre l'eix $\overline{torso_z}$ i l'eix $\overline{humerusr_y}$, que determina la zona en la qual l'húmer presenta un mal comportament, pren el valor de 2° . Com s'ha mostrat a la Figura 24b pel cas del fèmur, els vectors $\overline{humerusr_y}$ i $\overline{torso_z}$ tindrien el mateix sentit quan l'abducció de l'húmer esquerre fos d'aproximadament de 90° . Per altra banda, cal tenir en compte que l'ordre dels productes vectorials per obtenir $\overline{humerusr_x}$ serà contrari als plantejats per $\overline{humerusr_x}$, ja que en aquest cas el punt $elbowleft_{sym}$ queda a l'esquerra tant d' $elbowleft$ com de $shoulderleft$ (veure Figura 24c i Figura 24d).

5.3.6. Cúbit

El càlcul del sistema de referència local del cúbit (*ulna*) no presenta grans dificultats. A diferència de la part inferior de la cama, on el model considera la tibia i el peroné com un únic sòlid, en el cas de l'avantbraç diferencia entre el cúbit i el radi. El radi s'uneix al cúbit a través d'una articulació d'un gdl (*pro_sup*), que correspon a la rotació al voltant del seu eix longitudinal y . Però com s'ha dit al principi

d'aquesta secció 5, aquest moviment no es té en compte en la realització d'aquest treball degut a la falta de dades. Llavors, el radi, al ser el sòlid *child* del cúbit, és mourà solidari a ell.

L'eix y del cúbit (\overline{ulnar}_y o \overline{ulnal}_y), com s'ha vist abans, és el vector que uneix els punts *wrist* i *elbow* en la direcció longitudinal del cúbit i en sentit canell-colze. S'obté amb les expressions Eq. 66 i Eq. 67.

$$\overline{ulnar}_y = elbowright - wristright \quad Eq. 66$$

$$\overline{ulnal}_y = elbowleft - wristleft \quad Eq. 67$$

L'eix z del cúbit (\overline{ulnar}_z o \overline{ulnal}_z) es considera que és paral·lel a l'eix z del seu sòlid *parent*, l'húmer, ja que l'únic gdl de l'articulació que els uneix (el colze) és la flexió. Si es considerés un eix z pel cúbit amb orientació diferent a l'eix z de l'húmer, implicaria rotacions d'adducció i/o rotació. Per tant, l'eix z local s'obté amb l'Eq. 68 i l'Eq. 69.

$$\overline{ulnar}_z = \overline{humerus}_z \quad Eq. 68$$

$$\overline{ulnal}_z = \overline{humerus}_l \quad Eq. 69$$

L'eix x del cúbit (\overline{ulnar}_x o \overline{ulnal}_x) és llavors el vector ortogonal als dos anteriors. Substituint en l'Eq. 3, l'eix x s'obté a partir de les expressions Eq. 70 i Eq. 71.

$$\overline{ulnar}_x = \overline{ulnar}_y \times \overline{ulnar}_z \quad Eq. 70$$

$$\overline{ulnal}_x = \overline{ulnal}_y \times \overline{ulnal}_z \quad Eq. 71$$

Un cop definits els tres vectors, es normalitzen per garantir que el seu mòdul sigui unitari.

5.4. Càlcul de rotacions. Angles d'Euler

El moviment general d'un sòlid rígid a l'espai es defineix amb sis graus de llibertat: tres que defineixen la translació d'un punt del sòlid i tres que determinen la rotació del sòlid al voltant d'aquest punt. En aquest treball, l'estudi de moviment queda restringit als tres graus de llibertat de rotació, ja que les unions del model esquelètic tenen, com a màxim, tres gdl rotacionals. Per tant, els moviments de translació entre sòlids no es tenen en compte, ja que implicarien la separació dels ossos entre ells. Cal

destacar l'excepció de l'articulació pelvis-terra, que sí que conté els tres gdl de translació respecte el terra.

Les rotacions simples al voltant dels eixos d'una base ortonormal (X, Y, Z) es poden definir utilitzant les respectives matrius de rotació:

- Rotació de γ_X graus al voltant de l'eix X :

$$R_X(\gamma_X) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma_X & -\sin\gamma_X \\ 0 & \sin\gamma_X & \cos\gamma_X \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 72}$$

- Rotació de γ_Y graus al voltant de l'eix Y :

$$R_Y(\gamma_Y) = \begin{bmatrix} \cos\gamma_Y & 0 & \sin\gamma_Y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\gamma_Y & 0 & \cos\gamma_Y \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 73}$$

- Rotació de γ_Z graus al voltant de l'eix Z :

$$R_Z(\gamma_Z) = \begin{bmatrix} \cos\gamma_Z & -\sin\gamma_Z & 0 \\ \sin\gamma_Z & \cos\gamma_Z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 74}$$

A l'hora d'estudiar rotacions compostes, com és el cas, la matriu de rotació resultant s'obté a partir del producte matricial de cadascuna de les rotacions simples. Tenint en compte que el producte matricial no és commutatiu, l'ordre en què es realitzen les rotacions és important, ja que determinarà quina és la matriu de rotació resultant. Existeixen diferents mètodes matemàtics que permeten estudiar aquest problema.

Seguint la nomenclatura utilitzada pel *software OpenSim* i recomanada per la ISB, s'utilitzen els angles d'Euler com a mètode de càlcul. Aquest mètode permet expressar l'orientació de qualsevol sòlid com la composició de tres rotacions simples al voltant de tres eixos. En altres paraules, els angles d'Euler són tres coordenades angulars que defineixen l'orientació d'una base ortonormal mòbil (BM), solidària a un sòlid *child*, respecte una altra solidària al sòlid *parent* (BF). Per exemple, partint de la BF , la primera rotació orienta la BM mitjançant una rotació simple d'angle ψ al voltant d'un dels eixos de la BF . A partir de la nova orientació de la BM , la segona rotació orienta aquesta base mitjançant una altra rotació simple d'angle θ al voltant d'un eix de la BM perpendicular a l'eix de la rotació anterior.

Finalment, a partir de la nova orientació de BM , orientada amb ψ i θ , la tercera rotació orienta aquesta base mitjançant una rotació simple d'angle φ al voltant d'un eix de la BM perpendicular a l'eix de la rotació precedent. Aquests passos es poden veure representats a la Figura 27. Pels angles d'Euler es compleix que la suma de les velocitats angulars de les tres rotacions equival a la velocitat angular total del sòlid [50]. La particularitat de definir les rotacions com angles d'Euler és que l'orientació final del sistema de referència mòbil no depèn de l'ordre cronològic en que s'apliquin les rotacions. Per aconseguir aquesta independència cal assignar correctament les tres rotacions (ψ, θ, φ) als eixos corresponents seguint les normes següents:

- El primer angle d'Euler ψ , correspon a una rotació al voltant d'un eix solidari a la base fixa. En el model en qüestió, serà una rotació al voltant de l'eix Z del sòlid *parent*.
- El tercer angle d'Euler φ , correspon a una rotació al voltant d'un eix solidari a la base mòbil. En el model en qüestió, serà una rotació al voltant de l'eix y del sòlid *child*.
- El segon angle d'Euler θ , correspon a una rotació al voltant d'un eix de direcció perpendicular als eixos que defineixen la primera i de la tercera rotació.

Seguint aquestes regles, l'ordre de les rotacions que permet obtenir la matriu global definida amb angles d'Euler és $z - x - y$, que corresponen als moviments de *flexió - adducció - rotació*.

Cal esmentar que els tres eixos on es produeixen les rotacions són perpendiculars dos a dos, el primer amb el segon, i el segon amb el tercer. El primer i el tercer no tenen perquè ser perpendiculars. Substituint els angles d'Euler ψ , θ i φ en les matrius de rotació simples (Eq. 72, Eq. 73 i Eq. 74) al voltant dels eixos descrits anteriorment s'obté:

$$R_Z(\gamma_Z) = R_Z(\psi) \quad ; \quad R_X(\gamma_X) = R_X(\theta) \quad ; \quad R_Y(\gamma_Y) = R_Y(\varphi)$$

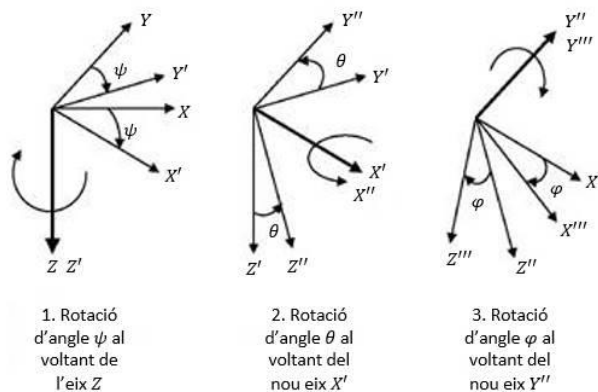


Figura 27. Rotacions d'Euler (ψ, θ, φ) que orienten una base ortonormal $\{X, Y, Z\}$, on el primer eix és el Z solidari a la base fixa, el segon l' X és perpendicular al primer i al tercer, i el tercer l' Y és solidari a la base mòbil.

Seguint l'ordre indicat, la matriu de rotació resultant que relaciona la base mòbil (BM), fixa al sòlid *child*, amb la base fixa al sòlid *parent* (BF) queda definida segons l'Eq. 75.

$$R = R_z(\psi) R_x(\theta) R_y(\varphi)$$

$$R = \begin{bmatrix} \cos\varphi \cos\psi - \sin\theta \sin\varphi \sin\psi & -\cos\theta \sin\psi & \cos\psi \sin\varphi + \cos\varphi \sin\theta \sin\psi \\ \cos\psi \sin\varphi \sin\theta + \cos\varphi \sin\psi & \cos\theta \cos\psi & -\cos\varphi \cos\psi \sin\theta + \sin\varphi \sin\psi \\ -\cos\theta \sin\varphi & \sin\theta & \cos\theta \cos\varphi \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 75}$$

Aquesta matriu permet relacionar ambdós sistemes a través de l'Eq. 76, la qual intercanvia les coordenades d'un vector expressades en la *BM* per les coordenades del mateix vector en la *BF*.

$$\{u\}_{BF} = R \cdot \{u\}_{BM} \quad \text{Eq. 76}$$

Per altra banda, es coneix que la matriu de rotació global d'un sistema de referència mòbil respecte un sistema de referència fix queda definida pels tres vectors directores unitaris del sistema de referència del sòlid *child* (*BM*) expressats en coordenades del sistema de referència del sòlid *parent* (*BF*) i col·locats en columnes. Definint *O* com el sistema de referència fix, equivalent al sistema global cartesià, i *B* com el sistema de referència mòbil, les bases ortonormals que els defineixen són:

$$BF = O = \{(1,0,0), (0,1,0), (0,0,1)\}$$

$$BM = B = \{(u_x, u_y, u_z), (v_x, v_y, v_z), (w_x, w_y, w_z)\} ; \|\vec{u}\| = \|\vec{v}\| = \|\vec{w}\| = 1$$

Llavors, la matriu que representa la rotació del sistema mòbil *B* respecte l'*O* és:

$$R_O^B = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 77}$$

Igualant les expressions Eq. 75 i Eq. 77, s'obté un sistema de nou equacions que permet calcular els valors dels tres angles d'Euler ψ , θ i φ que determinen l'orientació del sistema de referència mòbil *B* respecte del sistema de referència global *O*.

$$R_O^B = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix} =$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\varphi \cos\psi - \sin\theta \sin\varphi \sin\psi & -\cos\theta \sin\psi & \cos\psi \sin\varphi + \cos\varphi \sin\theta \sin\psi \\ \cos\psi \sin\varphi \sin\theta + \cos\varphi \sin\psi & \cos\theta \cos\psi & -\cos\varphi \cos\psi \sin\theta + \sin\varphi \sin\psi \\ -\cos\theta \sin\varphi & \sin\theta & \cos\theta \cos\varphi \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 78}$$

A partir de l'Eq. 78, el terme més simple de resoldre és $\sin\theta = v_z$, de manera que:

$$\theta = \arcsin(v_z) \quad \text{Eq. 79}$$

Hi ha tres casos a considerar:

CAS 1: Si $\theta \in \left(-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right)$, llavors $\cos\theta \neq 0$. Tenint en compte que $\sin(\pi - \theta) = \sin(\theta)$, l'Eq. 79 es compleix per dos valors de θ :

$$\begin{aligned} \theta_1 &= \arcsin(v_z) \\ \theta_2 &= \pi - \arcsin(v_z) \end{aligned} \quad \text{Eq. 80}$$

Analitzant els altres termes del sistema d'equacions Eq. 78 s'observa que:

$$\begin{aligned} \cos\theta \sin\varphi &= -u_z \\ \cos\theta \cos\varphi &= w_z \end{aligned}$$

Combinant aquestes dues expressions es calcula el valor de la rotació φ . La funció $\text{atan2}(y, x)$ permet calcular l'arc tangent de y/x tenint en compte els signes dels dos arguments a l'hora de determinar el quadrant de l'angle resultant :

$$\varphi = \text{atan2}(-u_z, w_z) \quad \text{Eq. 81}$$

Per l'Eq. 81 s'ha de tenir en compte que si $\cos(\theta) > 0$, llavors $\varphi = \text{atan2}(-u_z, w_z)$, però si $\cos(\theta) < 0$, llavors $\varphi = \text{atan2}(u_z, -w_z)$. Una forma simple de solucionar aquest problema és utilitzar l'Eq. 82:

$$\varphi = \text{atan2}\left(\frac{-u_z}{\cos\theta}, \frac{w_z}{\cos\theta}\right) \quad \text{Eq. 82}$$

Per tant, per cada valor de θ es calcula el corresponent valor de φ substituint en l'Eq. 82:

$$\varphi_1 = \text{atan2}\left(\frac{-u_z}{\cos\theta_1}, \frac{w_z}{\cos\theta_1}\right) \quad \text{Eq. 83}$$

$$\varphi_2 = \text{atan2}\left(\frac{-u_z}{\cos\theta_2}, \frac{w_z}{\cos\theta_2}\right) \quad \text{Eq. 84}$$

De la mateixa manera, es procedeix al càlcul de l'angle ψ . Del sistema d'equacions Eq. 78 s'obté:

$$\begin{aligned}\cos\theta\sin\psi &= -v_x \\ \cos\theta\cos\psi &= v_y\end{aligned}$$

I el valor de l'angle ψ es calcula com:

$$\psi = \text{atan2}(-v_x, v_y) \quad \text{Eq. 85}$$

Seguint el criteri de l'Eq. 82 s'obtenen dos possibles valors per ψ :

$$\psi_1 = \text{atan2}\left(\frac{-v_x}{\cos\theta_1}, \frac{v_y}{\cos\theta_1}\right) \quad \text{Eq. 86}$$

$$\psi_2 = \text{atan2}\left(\frac{-v_x}{\cos\theta_2}, \frac{v_y}{\cos\theta_2}\right) \quad \text{Eq. 87}$$

CAS 2: Si $\theta = \frac{\pi}{2}$, llavors $\sin\theta = 1$ i $\cos\theta = 0$. En aquest cas, la matriu de rotació es simplifica a:

$$\begin{aligned}\begin{bmatrix} u_x & w_x \\ u_y & w_y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos\varphi\sin\psi - \sin\varphi\cos\psi & \cos\psi\sin\varphi + \cos\varphi\sin\psi \\ \cos\psi\sin\varphi + \cos\varphi\sin\psi & -\cos\varphi\sin\psi + \sin\varphi\cos\psi \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\varphi + \psi) & \sin(\varphi + \psi) \\ \sin(\varphi + \psi) & -\cos(\varphi + \psi) \end{bmatrix}\end{aligned} \quad \text{Eq. 88}$$

S'obté una configuració singular, és a dir, el sistema és indeterminat i té infinites solucions per les rotacions φ i ψ . La condició que aquests dos valors han de complir és:

$$\varphi + \psi = \text{atan2}(w_x, u_x) \quad \text{Eq. 89}$$

Per donar un valor a aquestes dues rotacions en cas que $\theta = \frac{\pi}{2}$, s'imposa que la rotació φ és nul·la i es calcula la rotació ψ amb l'Eq. 90.

$$\psi = \text{atan2}(w_x, u_x); \varphi = 0 \quad \text{Eq. 90}$$

Aplicant aquesta suposició es poden obtenir resultats més coherents que anul·lant la rotació ψ i considerant la rotació φ . L'angle φ implica la rotació al voltant de l'eix longitudinal del sòlid (difícil de capturar amb l'esquelet predeterminat pel *Kinect SDK* sense aplicar suposicions), mentre que les rotacions ψ impliquen moviments de flexió/extensió, els quals són molt més visibles.

CAS 3: Si $\theta = -\frac{\pi}{2}$, llavors $\sin\theta = -1$ i $\cos\theta = 0$. En aquest cas, la matriu es simplifica a:

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} u_x & w_x \\ u_y & w_y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos\varphi\sin\psi + \sin\varphi\cos\psi & \cos\psi\sin\varphi - \cos\varphi\sin\psi \\ -\cos\psi\sin\varphi + \cos\varphi\sin\psi & \cos\varphi\sin\psi + \sin\varphi\cos\psi \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\varphi - \psi) & \sin(\varphi - \psi) \\ -\sin(\varphi - \psi) & \cos(\varphi - \psi) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad \text{Eq. 91}$$

S'obté novament una configuració singular amb infinites solucions per les rotacions φ i ψ . La condició que aquests dos valors han de complir és:

$$\varphi - \psi = \text{atan2}(w_x, u_x) \quad \text{Eq. 92}$$

Per donar un valor a aquestes dues rotacions, igual que s'ha fet en el cas 2, s'imposa que la φ és nul·la i es calcula la rotació ψ amb l'Eq. 93:

$$\psi = -\text{atan2}(w_x, u_x) ; \varphi = 0 \quad \text{Eq. 93}$$

Com a resultat d'aquets càlculs, sempre i quan $\theta \neq \pm 1$, s'obtenen dues possibles combinacions d'angles d'Euler: $(\psi_1, \theta_1, \varphi_1)$ i $(\psi_2, \theta_2, \varphi_2)$.

En l'apartat 5.3 s'han obtingut les bases ortonormals dels sòlids considerats del model esquelètic d'*OpenSim* expressades en coordenades globals. Per tant, amb l'Eq. 77, es poden obtenir les matrius de rotació de cada sistema de referència local respecte el terra. Però les coordenades dels angles articulars que orienten un sòlid determinat són relatives al sòlid *parent* que el precedeix en la cadena cinemàtica. Per exemple, els angles de l'articulació lumbar es defineixen a partir de la rotació del sistema de referència local del tronc respecte el sistema de la pelvis; els angles dels malucs a partir de la rotació del sistema del fèmur respecte el de la pelvis, i els angles de les espatlles a partir de la rotació del sistema de l'húmer respecte el del tronc. Les relacions entre sòlids *parent* i *child* del model es poden veure detalladament a la Taula 3.

Calcular el moviment relatiu entre dos sistemes de referència equival a trobar la matriu de rotació que defineix l'orientació del sistema de referència del sòlid *child* respecte al del *parent*. Anomenant B al sòlid *child*, G al sòlid *parent* i O al sistema de referència global del terra, la matriu de rotació del sòlid *child* respecte el sòlid *parent* R_G^B es calcula de la següent manera:

$$R_G^B = R_G^O R_O^B = (R_O^G)^{-1} R_O^B \quad \text{Eq. 94}$$

Com que les bases que defineixen l'orientació dels sistemes de referència locals són ortonormals, es compleix la propietat matricial que afirma que la inversa de la seva matriu de rotació és igual a la matriu de rotació transposada (Eq. 95).

$$(R_O^G)^{-1} = (R_O^G)^T \quad \text{Eq. 95}$$

De manera que el càlcul de l'Eq. 94 es simplifica a:

$$R_G^B = (R_O^G)^T R_O^B \quad \text{Eq. 96}$$

Atès que les matrius de rotació respecte l'origen de coordenades global són conegudes, amb l'Eq. 96 es poden obtenir fàcilment les matrius de rotació relatives entre dos sòlids consecutius. A partir d'aquestes matrius es poden calcular llavors els tres angles d'Euler (ψ, θ, φ) que defineixen les coordenades angulars de cada articulació en cada instant de temps.

A l'hora de seleccionar entre $(\psi_1, \theta_1, \varphi_1)$ i $(\psi_2, \theta_2, \varphi_2)$ cal imposar certes condicions que generin resultats correctes en la majoria de casos possibles. L'elecció entre una combinació d'angles o l'altra depèn del valor assignat a θ . Per les articulacions pelvis-terra i lumbar, com que difícilment arribaran a rotacions θ majors a 90° (en valor absolut), es pren θ_1 com a valor correcte. En el cas dels malucs i les espatlles, que sí que poden realitzar abduccions majors a 90° , la decisió depèn dels valors dels angles $\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}}$ i $\theta_{fr_y}^{\pi_{cp}}$ calculats en l'apartat 5.3.3 pel fèmur, i dels angles $\theta_{hr_y}^{\pi_{tt}}$ i $\theta_{hr_y}^{\pi_{ct}}$ calculats en l'apartat 5.3.5 per l'húmer. Per exemple, les condicions imposades per obtenir els angles d'Euler del maluc dret depenen de l'orientació del fèmur dret i són les següents:

Si $\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}} < 0$ i $\theta_{fr_y}^{\pi_{cp}} < 7,5^\circ$, voldrà dir que el vector $\overrightarrow{femur_{r_y}}$ està per sota del pla transversal de la pelvis i que el seu angle de desviació respecte el pla coronal de la pelvis és menor a $7,5^\circ$. Llavors representa un moviment d'abducció major a 90° i el valor correcte pel segon angle d'Euler és θ_2 . Si alguna d'aquestes dues condicions no es compleix, el segon angle d'Euler pren el valor de θ_1 . El raonament aplicat pel maluc esquerre i les dues espatlles és exactament el mateix, depenent de l'orientació del fèmur esquerre i dels húmer dret i esquerre respectivament. Els valors llindar utilitzats per $(\theta_{fr_y}^{\pi_{tp}}, \theta_{fr_y}^{\pi_{cp}})$ i $(\theta_{hr_y}^{\pi_{tt}}, \theta_{hr_y}^{\pi_{ct}})$ són els mateixos que els presentats en els apartats 5.3.3 i 5.3.5 respectivament. Un cop es té el valor de θ , es prenen els corresponents angles ψ i φ .

Els valors definitius dels tres angles obtinguts per cada articulació es guarden en un vector *Vec3* (classe que pertany al *Simbody*) seguint l'ordre de les rotacions d'Euler: la primera coordenada fa referència a la rotació ψ (flexió/extensió), la segona coordenada a la rotació θ (adducció/abducció) i la tercera a la rotació φ (rotació interna/externa).

Les matrius de rotació calculades a partir de l'Eq. 96 i de les quals s'obtenen els tres angles d'Euler desitjats són:

$$R_O^{pelvis} \quad \text{Eq. 97}$$

$$R_{pelvis}^{torso} = (R_O^{pelvis})^T R_O^{torso} \quad \text{Eq. 98}$$

$$R_{pelvis}^{femurr} = (R_O^{pelvis})^T R_O^{femurr} \quad \text{Eq. 99}$$

$$R_{pelvis}^{femurl} = (R_O^{pelvis})^T R_O^{femurl} \quad \text{Eq. 100}$$

$$R_{torso}^{humerusr} = (R_O^{torso})^T R_O^{humerusr} \quad \text{Eq. 101}$$

$$R_{torso}^{humerusl} = (R_O^{torso})^T R_O^{humerusl} \quad \text{Eq. 102}$$

Amb aquestes matrius s'aconsegueix cobrir 18 dels 25 graus de llibertat considerats en l'estudi (veure Taula 5): *pelvis_tilt*, *pelvis_list*, *pelvis_rotation*, *hip_flexion_r*, *hip_adduction_r*, *hip_rotation_r*, *hip_flexion_l*, *hip_adduction_l*, *hip_rotation_l*, *lumbar_extension*, *lumbar_bending*, *lumbar_rotation*, *arm_flex_r*, *arm_add_r*, *arm_rot_r*, *arm_flex_l*, *arm_add_l*, *arm_rot_l*.

Per calcular l'angle de flexió de les articulacions del genolls i dels colzes s'ha utilitzat un altre mètode més senzill. Al tenir només un grau de llibertat, es calcula aquest angle directament com l'angle entre els dos vectors longitudinals al fèmur i a la tibia pel cas del genoll, o a l'húmer i al cúbit pel cas del colze. Aquest angle s'obté substituint els termes corresponents en l'Eq. 1 presentada al principi d'aquesta secció 5. Prendrà valors propers a 0° quan les extremitats estiguin estirades, i propers a 180° quan les extremitats estiguin gairebé totalment plegades, igual que els valors utilitzats pel model de l'OpenSim. Tenint en compte que en el model esquelètic els angles de flexió són negatius pel genoll i positius pel colze, els respectius angles articulars desitjats es poden obtenir a partir de les següents equacions:

$$\theta_{kneer} = -\text{acos} \left(\frac{(\overline{femurr}_y)(\overline{tibiar}_y)}{\|femurr_y\| \|tibiar_y\|} \right) \quad \text{Eq. 103}$$

$$\theta_{kneel} = -\text{acos} \left(\frac{(\overline{femurl}_y)(\overline{tibial}_y)}{\|femurl_y\| \|tibial_y\|} \right) \quad \text{Eq. 104}$$

$$\theta_{elbowr} = \text{acos} \left(\frac{(\overline{humerusr}_y)(\overline{ulnar}_y)}{\|humerusr_y\| \|ulnar_y\|} \right) \quad \text{Eq. 105}$$

$$\theta_{elbowl} = \arccos \left(\frac{(\overline{humerusl_y})(\overline{ulnal_y})}{\|\overline{humerusl_y}\| \|\overline{ulnal_y}\|} \right) \quad \text{Eq. 106}$$

Amb aquestes expressions queden coberts els quatre graus de llibertat rotacionals que mancaven (veure Taula 5): *elbow_flex_r*, *elbow_flex_l*, *knee_angle_r* i *knee_angle_l*.

5.5. Posició

La posició del model esquelètic ve determinada pels tres gdl de translació de la pelvis, que defineixen la seva posició respecte de l'origen de coordenades del terra. Per tant, aquests tres graus de llibertat són els encarregats de representar els desplaçaments del model en l'espai 3D.

- *pelvis_tx*: indica el desplaçament en l'eix *X* global. Positiu cap endavant, negatiu cap endarrere.
- *pelvis_ty*: indica el desplaçament en l'eix *Y* global. Positiu cap amunt, negatiu cap avall.
- *pelvis_tz*: indica els desplaçaments en l'eix *Z* global. Positiu cap a la dreta de l'esquelet (esquerra de la pantalla) i negatiu cap a l'esquerra de l'esquelet (dreta de la pantalla).

Per obtenir aquests valors, s'assigna a cada gdl la coordenada corresponent del punt anatómic *spinebase* de l'esquelet *Kinect*, que actua com a punt de referència de la pelvis respecte el terra. D'aquesta manera es tenen els valors dels 25 gdl considerats en aquest projecte i mostrats a la Taula 5.

5.6. Enviament de dades a l'OpenSim

Un cop es tenen les dades de la posició de la pelvis i dels angles d'Euler de cada articulació guardades en els corresponents vectors *Vec3*, només cal assignar-los al vector que conté les coordenades dels 37 gdl del model *OpenSim*. Aquest vector, denominat \bar{q} , s'inicialitza a zero al principi del codi. Per cada instant de temps (*frame*), \bar{q} pren les dades dels angles articulars i les assigna a les coordenades pertinents del model esquelètic, obtenint així una representació a temps real del moviment captat pel sensor. Aquesta representació s'aproximarà al moviment real realitzat per l'usuari sempre i quan les dades llegides per la *Kinect* no siguin errònies o inestables.

Les posicions del vector $\bar{q}[i]$ que conté els valors de les coordenades del model es troben ordenades tal i com es mostra a la Taula 7:

<i>i</i>	Coordenada	<i>i</i>	Coordenada	<i>i</i>	Coordenada
0	<i>pelvis_tilt</i>	13	<i>hip_flexion_l</i>	26	<i>elbow_flex_r</i>
1	<i>pelvis_list</i>	14	<i>hip_adduction_l</i>	27	<i>pro_sup_r</i>
2	<i>pelvis_rotation</i>	15	<i>hip_rotation_l</i>	28	<i>wrist_flex_r</i>
3	<i>pelvis_tx*</i>	16	<i>knee_angle_l</i>	29	<i>wrist_dev_r</i>
4	<i>pelvis_ty*</i>	17	<i>ankle_angle_l</i>	30	<i>arm_flex_l</i>
5	<i>pelvis_tz*</i>	18	<i>subtalar_angle_l</i>	31	<i>arm_add_l</i>
6	<i>hip_flexion_r</i>	19	<i>mtp_angle_l</i>	32	<i>arm_rot_l</i>
7	<i>hip_adduction_r</i>	20	<i>lumbar_extension</i>	33	<i>elbow_flex_l</i>
8	<i>hip_rotation_r</i>	21	<i>lumbar_bending</i>	34	<i>pro_sup_l</i>
9	<i>knee_angle_r</i>	22	<i>lumbar_rotation</i>	35	<i>wrist_flex_l</i>
10	<i>ankle_angle_r</i>	23	<i>arm_flex_r</i>	36	<i>wrist_dev_l</i>
11	<i>subtalar_angle_r</i>	24	<i>arm_add_r</i>		
12	<i>mtp_angle_r</i>	25	<i>arm_rot_r</i>		

Taula 7. Coordenades del vector \bar{q} . *pelvis_tx*, *pelvis_ty* i *pelvis_tz* en metres. Els demés valors en radians.

Cal estudiar detalladament el model esquelètic en la GUI de l'OpenSim per tal d'assegurar-se que el signe de les rotacions introduïdes en el vector \bar{q} concorda amb el sistema de signes definit internament pel mateix. En cas contrari, els angles s'hauran de canviar de signe. Per exemple, en el cas del maluc esquerre, s'observa que les rotacions θ (abducció/adducció) i φ (rotació interna/externa) estan canviades de signe. Les rotacions que s'obtenen com a positives a través dels càlculs matemàtics han de ser enviades a l'OpenSim com a rotacions negatives i viceversa. Seguint el mateix raonament, també s'han de canviar de signe les rotacions θ i φ de l'espatlla esquerra. S'observa, per tant, que les coordenades de les extremitats del model es defineixen de forma simètrica, ja que tant per les articulacions dretes com per les esquerres, els valors d'adducció i rotació interna són positius, i els d'abducció i rotació externa són negatius.

Finalment, s'aplica una pronació constant a l'avantbraç (*pro_sup_r* i *pro_sup_l*) de 70°. D'aquesta manera, quan l'usuari està en posició "relaxada", els palmells de la mà de l'esquelet miren cap endins (orientació medial). Aquesta postura és més comuna que la postura neutra inicial del model, on la rotació de l'avantbraç és nul·la i els palmells de la mà miren cap endavant.

Per elaborar la part del codi necessària per la visualització del model esquelètic d'OpenSim, s'ha pres com a referència el codi *ExampleVisualizer.cpp*. Aquest codi simplement consisteix en mostrar en el visualitzador el model musculo-esquelètic *Arm26.osim* (model del braç humà disponible de forma lliure amb el Software OpenSim) i assignar-li un valor de 90° a l'angle de flexió del colze. A partir d'aquest exemple, s'ha introduït al projecte la part del codi que permet obrir el visualitzador de l'OpenSim i representar-hi en ell el model musculo-esquelètic utilitzat. El fragment de codi que ho permet es mostra a continuació. A part, també és necessari configurar els directoris dels arxius

d'inclusió i de biblioteca C++ des de la *GUI* del *Visual Studio* per tal de poder accedir a l'*OpenSim*, i introduir les llibreries dinàmiques (*.dll*) requerides a la carpeta "*Release*" que conté l'executable de l'aplicació.

```
Model* osimModel = new Model("3D_Gait_Model_with_Simple_Arms.osim");

    //Obre el model

osimModel->setUseVisualizer(true);

    //Obre la finestra de visualització

State& state = osimModel->initSystem();

    //inicia el sistema

Vector q = state.getQ();

    //defineix el vector de coordenades q

q.setToZero();

    //inicialitza el vector q a zero

q[i] = art_angle_value;

    //Assigna a cada component del vector q el valor desitjat

state.setQ(q);

    //Assigna els valors de q a les variables d'estat

. . .

const ModelVisualizer& modelViz = osimModel->getVisualizer();

    //executa el visualitzador

const Visualizer& viz = modelViz.getSimbodyVisualizer();

    //agafa la informació per visualitzar

viz.report(state);

    //Visualització del model amb els valors de q
```

Finalment, s'han modificat alguns aspectes de la representació gràfica per tal de fer-la més dinàmica: s'ha canviat el tipus de fons, substituint un fons totalment negre per un que representa un entorn exterior formant un pla que simula el terra i un cel blau de fons (*GroundAndSky*); s'hi han afegit ombres; i s'ha modificat la posició de la càmera per tal que estigui de cara al model, sempre i quan aquest es trobi davant de la *Kinect*, i a una altura similar a la dels ulls.

5.7. Virtual Mirror. Factor d'amplificació

Per aconseguir l'objectiu del treball i fer que la imatge del model d'*OpenSim* que apareix en pantalla es comporti com un mirall virtual, s'ha de modificar l'assignació dels angles articulars calculats a l'hora d'introduir-los en el vector de coordenades \bar{q} . Aquells que fan referència a les extremitats dretes seran assignats a les extremitats esquerres i, de la mateixa manera, els calculats per les extremitats esquerres s'assignaran a les extremitats dretes. Per exemple, el sistema de referència local calculat com a $\{\overline{femurr_x}, \overline{femurr_y}, \overline{femurl_z}\}$ s'assignarà al fèmur esquerre, i el calculat com $\{\overline{femurl_x}, \overline{femurl_y}, \overline{femurl_z}\}$ al fèmur dret. Cal tenir en compte que, a l'hora d'introduir els valors al vector \bar{q} , es modifica també el conveni de signes mencionat en l'apartat 5.6. Ara són els angles θ i φ del maluc dret i de l'espatlla dreta els que s'hauran d'entrar canviats de signe. Tots els demés aspectes referents a les extremitats es mantenen igual.

Per altra banda, les rotacions θ i φ de la pelvis i del tronc també s'han de canviar de signe. L'efecte mirall implica que si, per exemple, l'usuari realitza una rotació del tronc al voltant del seu eix longitudinal (φ) en sentit positiu, aquesta haurà de ser representada com una rotació negativa en el model esquelètic d'*OpenSim*. El mateix succeeix amb les rotacions θ del tronc i amb les rotacions θ i φ de la pelvis. Canviat el signe a aquestes coordenades angulars a l'hora d'assignar-les al vector \bar{q} , s'aconsegueix obtenir l'efecte mirall desitjat.

Aquest raonament s'aplica també a l'hora de definir la coordenada de posició Z de la pelvis (*pelvis_tz*). Per aconseguir l'efecte mirall es necessita canviar de signe aquest valor, de manera que, si l'usuari es mou cap a la seva dreta, el model esquelètic d'*OpenSim* es mourà cap a la seva esquerra (dreta de la pantalla) actuant com si fos un reflex.

Un cop es tenen les dades necessàries per crear l'efecte mirall en el visualitzador d'*OpenSim*, s'aplica un factor d'escala a certs moviments articulars per tal que aquests es vegin amplificats en el model esquelètic. D'aquesta manera s'aconsegueix crear l'aplicació desitjada que, a part d'obtenir els beneficis d'integrar la VR amb la rehabilitació, permet crear una il·lusió òptica que genera millores en el progrés dels pacients gràcies a l'activació neuronal dels circuits motors lesionats, com s'ha explicat en la secció 2. Per realitzar una demostració senzilla d'aquesta il·lusió òptica s'han elegit les articulacions dels colzes, ja que amplificar el moviment de flexió d'aquestes pot resultar útil per exercicis de rehabilitació orientats a les extremitats superiors. El factor d'escala utilitzat és constant i pren el valor d'1,35, és a dir, el moviment de flexió dels colzes es veurà augmentat un 35% en tot moment. Aquest valor s'ha elegit experimentalment al *SIMMA Lab*. Valors majors donaven moviments exagerats i irrealistes, i valors menors generaven amplificacions petites. Per obtenir aquesta modificació, al ser una articulació d'un únic gdl, simplement cal multiplicar l'angle de flexió calculat pel factor d'amplificació abans d'introduir-lo al vector de coordenades \bar{q} . Si es volgués aplicar un factor d'escala

a articulacions de tres gdl, com les espatlles o els malucs, caldria realitzar un estudi més exhaustiu. Al tenir les dades de les coordenades en angles d'Euler, una simple multiplicació d'aquests tres valors per un factor d'escala constant no genera bons resultats.

6. Cinemàtica Inversa mitjançant OpenSim

La cinemàtica inversa (*Inverse Kinematics - IK*) és una tècnica que permet determinar els moviments d'una cadena cinemàtica composta per sòlids rígids i units per articulacions per tal d'aconseguir que aquests es moguin segons unes dades mesurades experimentalment, que normalment defineixen trajectòries de punts a l'espai. És a dir, l'objectiu és trobar les rotacions i translacions de cadascuna de les articulacions de la cadena a partir del coneixement de la posició experimental de diferents punts del model. Aquesta tècnica suposa un problema matemàtic complex la solució del qual no és única en la majoria de casos.

El *software OpenSim* disposa d'una eina que permet realitzar de forma automàtica els càlculs de l'IK a partir de marcadors virtuals distribuïts sobre el model esquelètic i de dades experimentals que concorden amb aquests marcadors. Els marcadors virtuals són solidaris als sòlids del model. Aquesta eina analitza cada *frame* de les dades i posiciona el model en la postura que millor encaixa amb els marcadors experimentals, és a dir, intenta coordinar els marcadors experimentals amb els marcadors virtuals variant els angles articulars. Aquesta postura és la que minimitza la suma d'errors quadràtics ponderats dels marcadors. Cadascun d'aquests errors correspon a la distància entre el marcador experimental i el seu respectiu marcador virtual. El factor de minimització de l'error de cada marcador depèn del pes que se li hagi assignat. L'equació utilitzada és la següent:

$$\min_{\bar{q}} \left[\sum_{i=n\text{markers}} w_i \left\| x_i^{\text{exp}} - x_i(\bar{q}) \right\|^2 \right] \quad \text{Eq. 107}$$

On \bar{q} és el vector de coordenades resultant, x_i^{exp} és la posició experimental del marcador i , $x_i(q)$ és la posició del marcador virtual i , i w_i és el pes assignat al marcador i . Aquest problema es resol amb un criteri d'error de convergència de 0,0001 i un límit de 1000 iteracions.

Com es representa a la Figura 28, l'eina de l'IK necessita tres fitxers d'entrada:

- *Model_simbody.osim*. Model musculo-esquelètic d'OpenSim escalat a partir d'un model genèric. Aquest conté els marcadors virtuals col·locats estratègicament per coincidir amb els marcadors experimentals.
- *Model_movement.trc*. Dades experimentals de les trajectòries seguides pels marcadors al llarg del moviment. S'obtenen gràcies als sistemes de *MOCAP*.
- *Model_setup_ik.xml*. Fitxer que conté la informació de configuració de l'eina de l'IK. Per exemple, conté el pes que s'assigna a cada marcador, el qual determinarà el grau de confiança en el seguiment dels marcadors experimentals.

El resultat de l'IK genera un fitxer de moviment (*Model_movement_ik.mot*) que reproduïx el moviment calculat per l'*OpenSim* a partir de les dades experimentals introduïdes i que conté els valors de les coordenades de \bar{q} calculades en cada *frame*.



Figura 28. Arxius d'entrada i de sortida necessaris per l'eina d'IK en *OpenSim*.

6.1. Distribució dels marcadors

Per tal d'obtenir resultats més precisos a l'hora de córrer l'eina de l'IK de l'*OpenSim*, cal modificar el model genèric *3D Gait Model with Simple Arms* presentat en la secció 4.3.1. Per fer-ho, primer s'han de distribuir els marcadors virtuals necessaris que garanteixin bons resultats en el càlcul de l'IK. Aquests han d'estar col·locats de tal manera que corresponguin amb els punts anatòmics (*joints*) del cos humà llegits per la *Kinect*, dels quals es poden obtenir les dades experimentals al llarg del moviment a una velocitat de 30 *fps*. D'aquesta manera, l'eina de l'IK intentarà que els marcadors virtuals introduïts segueixin la trajectòria dels punts captats pel sensor. Partint del model d'esquelet utilitzat pel *Kinect SDK*, vist en la secció 4.2.1, es distribueixen de forma similar els 25 marcadors virtuals corresponents (Taula 8) sobre el model tal i com es mostra a la Figura 29. En aquest cas, per tal que el sistema de referència sigui equivalent al de l'*OpenSim*, es suprimeix l'efecte mirall de l'esquelet *Kinect*, de manera que els marcadors assignats a les extremitats dretes corresponen als punts anatòmics drets, i igual amb la part esquerra. Una forma simple de col·locar els marcadors virtuals correctament és representar la posició dels marcadors experimentals en un *frame* determinat d'una postura estàtica a la *GUI* de l'*OpenSim* i intentar encaixar de la millor forma possible els marcadors virtuals.

nº	Marcador	nº	Marcador
1	head	14	handtipleft
2	neck	15	handtipright
3	spineshoulder	16	spinemid
4	shoulderleft	17	spinebase
5	shoulderright	18	hipleft
6	elbowleft	19	hipright
7	elbowright	20	kneelleft
8	wristleft	21	kneeright
9	wristright	22	ankleleft
10	thumbleft	23	ankleright
11	thumbright	24	footleft
12	handleft	25	footright
13	handright		

Taula 8. Marcadors virtuals col·locats en el model OpenSim (Figura 29).

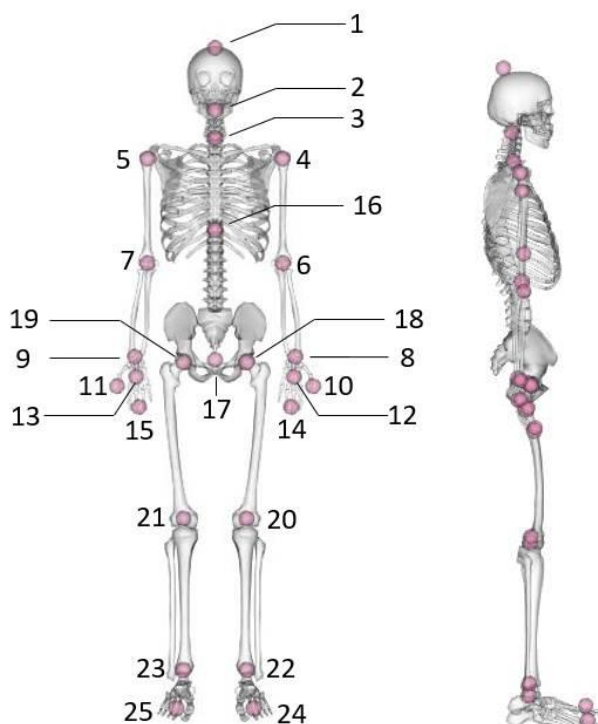


Figura 29. Marcadors virtuals col·locats en el model OpenSim (Taula 8).

6.2. Escalat del model

Un cop s'han distribuït els marcadors virtuals sobre el model, aquest s'escala per tal d'aconseguir la màxima concordança possible amb la complexitat del cos de l'usuari. Així es garanteixen millors resultats en els càlculs de l'IK.

L'escalat del model es realitza amb l'eina "Scale Model" d'OpenSim, la qual permet assignar una massa al model i determinar els factors d'escala de cadascun dels 21 sòlids que el formen a partir de dades experimentals. És recomanable realitzar una presa de dades amb el sistema de MOCAP on l'usuari es mantingui en una posició estàtica durant uns segons. Llavors, amb aquestes dades es comparen les distàncies entre parelles de marcadors virtuals i parelles de marcadors experimentals per tal d'obtenir els factors d'escala corresponents. Aquests factors són calculats automàticament pel *software* OpenSim un cop s'han introduït manualment les parelles de marcadors que defineixen cada sòlid. En el cas en qüestió, es consideren les parelles de marcadors mostrades a la Taula 9 per calcular els factors d'escala desitjats.

Factor d'escala	Parelles de marcadors			
	Parella 1		Parella 2	
<i>pelvis</i>	<i>hipright</i>	<i>hipleft</i>		
<i>torso</i>	<i>shoulderleft</i>	<i>shoulderright</i>		
<i>arm</i>	<i>shoulderleft</i>	<i>elbowleft</i>	<i>shoulderright</i>	<i>elbowright</i>
<i>forearm</i>	<i>elbowleft</i>	<i>wristleft</i>	<i>elbowright</i>	<i>wristright</i>
<i>thigh</i>	<i>hipleft</i>	<i>kneeleft</i>	<i>hipright</i>	<i>kneeright</i>
<i>tibia</i>	<i>kneeleft</i>	<i>ankleleft</i>	<i>kneeright</i>	<i>ankleright</i>

Taula 9. Parelles de marcadors pel càlcul de cada factor d'escala.

Un cop calculats els factors d'escala, s'apliquen als sòlids corresponents, tal i com es mostra a la Taula 10, per escalar el model. Per aquells elements dels quals no es disposen de dades experimentals suficientment fiables, s'introdueix manualment el factor d'escala. En aquest cas, observant els factors obtinguts per les extremitats superiors (*arm* i *forearm*) i inferiors (*thigh* i *tibia*), s'utilitza un factor d'escala de 0,949 pels calcanis i els peus, i un factor de 0,921 per les mans. D'aquesta manera, els factors concorden aproximadament amb els de les cames i els dels braços respectivament.

Sòlid	Factor d'escala	Valor	Sòlid	Factor d'escala	Valor
<i>ground</i>	-	1	<i>toes_l</i>	<i>manual</i>	0,949
<i>pelvis</i>	<i>pelvis</i>	0,929636	<i>torso</i>	<i>torso</i>	0,985746
<i>femur_r</i>	<i>thigh</i>	0,949052	<i>humerus_r</i>	<i>arm</i>	0,920746
<i>tibia_r</i>	<i>tibia</i>	0,949539	<i>ulna_r</i>	<i>forearm</i>	0,922195
<i>talus_r</i>	<i>tibia</i>	0,949539	<i>radius_r</i>	<i>forearm</i>	0,922195
<i>calcn_r</i>	<i>manual</i>	0,949	<i>hand_r</i>	<i>manual</i>	0,921
<i>toes_r</i>	<i>manual</i>	0,949	<i>humerus_l</i>	<i>arm</i>	0,920746
<i>femur_l</i>	<i>thigh</i>	0,949052	<i>ulna_l</i>	<i>forearm</i>	0,922195
<i>tibia_l</i>	<i>tibia</i>	0,949539	<i>radius_l</i>	<i>forearm</i>	0,922195
<i>talus_l</i>	<i>tibia</i>	0,949539	<i>hand_l</i>	<i>manual</i>	0,921
<i>calcn_l</i>	<i>manual</i>	0,949			

Taula 10. Aplicació dels factors d'escala als sòlids corresponents.

Finalment, s'associa una massa de 70 kg al model. Aquestes dades permeten generar un nou model escalat, anomenat *Scaled_Model.osim*, a partir del model genèric presentat. Aquest model és el que s'utilitza per realitzar l'estudi de la cinemàtica inversa.

6.3. Resultat de l'IK

Un cop es té el model correctament escalat i amb els corresponents marcadors virtuals, es procedeix a realitzar l'estudi de cinemàtica inversa. Per fer-ho, cal crear primer el fitxer *.trc* (fitxer ASCII llegible per l'*OpenSim*) que conté la informació dels marcadors experimentals durant el moviment. Aquest fitxer es crea a partir de les coordenades de cadascun dels 25 punts anatòmics obtingudes en cada *frame* amb el sensor *Kinect*, les quals es guarden en un fitxer *.txt* que posteriorment és transformat a *.trc* gràcies a un codi en MATLAB. Un cop es té aquest fitxer, s'executa l'eina d'*Inverse kinematics* des de la GUI de l'*OpenSim*. El pes que s'ha assignat a cada marcador es mostra a la Taula 11. Als punts que es coneixen amb certesa se'ls assigna un pes unitari, mentre que el pes dels punts més inestables es redueixen a valors de 0,75, 0,5 o fins i tot 0,1 com en el cas dels dits de la mà. D'aquesta manera, els resultats obtinguts són més realistes.

Marcador	Pes	Marcador	Pes	Marcador	Pes
<i>neck</i>	0,75	<i>hipright</i>	1,0	<i>spinemid</i>	0,75
<i>spineshoulder</i>	1,0	<i>hipleft</i>	1,0	<i>handright</i>	0,5
<i>shoulderright</i>	1,0	<i>kneeright</i>	1,0	<i>handleft</i>	0,5
<i>elbowright</i>	1,0	<i>ankleright</i>	1,0	<i>thumbright</i>	0,1
<i>wristright</i>	1,0	<i>kneeleft</i>	1,0	<i>thumbleft</i>	0,1
<i>shoulderleft</i>	1,0	<i>ankleleft</i>	1,0	<i>tipright</i>	0,1
<i>elbowleft</i>	1,0	<i>footright</i>	0,5	<i>tipleft</i>	0,1
<i>wristleft</i>	1,0	<i>footleft</i>	0,5		
<i>spinebase</i>	1,0	<i>head</i>	0,75		

Taula 11. Pes assignat a cada marcador experimental pel càlcul d'IK.

Un cop finalitzat el càlcul de l'IK, s'obté el moviment resultant en un fitxer *.mot*, que conté els valors de les coordenades angulars i de posició del vector \bar{q} obtingudes per cada *frame* del moviment.



7. Resultats

En aquesta secció es presenten els resultats obtinguts de les coordenades del vector \bar{q} que defineixen la postura del model esquelètic. A partir de la gravació de diferents moviments amb el sensor *Kinect*, es comparen les dades obtingudes mitjançant el mètode proposat en aquest treball amb les dades adquirides a través de l'eina d'IK en l'*OpenSim*. L'objectiu és validar el model matemàtic proposat i analitzar la seva possible aplicació en moviments orientats a la rehabilitació. Finalment, també es mostren els resultats referents a l'amplificació del moviment de flexió dels colzes aplicada en el VM. Per realitzar l'estudi comparatiu de forma eficient, s'ha utilitzat el model escalat (*Scaled_Model.osim*) presentat en l'apartat 6.2 per ambdós mètodes.

Per analitzar els resultats cal recordar que el primer angle d'Euler (ψ) fa referència als moviments de flexió/extensió, el segon angle d'Euler (θ) fa referència als moviments d'adducció/abducció, i el tercer angle d'Euler (φ) fa referència als moviments de rotació al voltant de l'eix longitudinal del sòlid.

Les animacions dels moviments d'estudi que es presenten a continuació es poden veure representades en els respectius vídeos que es llisten en l'Annex B i que s'adjunten de forma digital a aquest TFG.

7.1. Comparació de coordenades en moviments simples

Per estudiar el comportament del model proposat, es comparen les coordenades del vector \bar{q} calculades matemàticament amb les coordenades obtingudes amb l'eina d'IK d'*OpenSim*. El codi C++ elaborat permet guardar en un fitxer *.txt* les coordenades tridimensionals de cada punt anatòmic de l'esquelet *Kinect*, i en un altre *.txt* les coordenades (angulars i de posició) del vector \bar{q} calculades a temps real. Aquestes dades s'emmagatzemen a cada *frame* a la velocitat de 30 *fps*. Amb les coordenades dels punts captats per la *Kinect* s'obté el fitxer *.trc* necessari per executar l'eina de l'IK i obtenir els resultats de les coordenades de \bar{q} calculades per aquesta. Un cop es té la informació de \bar{q} obtinguda amb els dos mètodes i referida a un mateix moviment, es comparen els resultats. Els moviments elegits per realitzar aquest estudi són els següents, i es poden veure en el vídeo *Moviments_Estudi.avi* presentat en l'Annex B:

- #1: Moviment d'abducció del fèmur esquerre i el braç dret alhora.
- #2: Moviment de flexió del fèmur i del genoll esquerre i el braç dret alhora.

Tenint en compte els 25 gdl estudiats en aquest treball (veure Taula 5), per cada moviment s'obté un total d'11 gràfics comparatius: un per l'orientació de la pelvis, un per la posició de la pelvis, un per cada maluc, un per cada genoll, un pel tronc, un per cada espatlla i un per cada colze. En aquest apartat només es mostren els resultats de les articulacions més característiques de cada moviment. En l'Annex

A es poden veure els 11 gràfics comparatius de totes les articulacions estudiades per cadascun dels moviments proposats.

Si s'analitzen els resultats de la pelvis, s'observa que, tant per #1 com per #2, amb l'IK s'obtenen rotacions exagerades i inexistents del segon angle d'Euler, θ . Aquest error és degut a que, com s'ha explicat en l'apartat 5.3.1, l'esquelet de la *Kinect* lliga la inclinació de la pelvis amb la inclinació del tronc, de manera que ambdós segments són aproximadament perpendiculars en qualsevol postura. Aquest fet provoca rotacions excessives tant de la pelvis com del tronc quan es realitzen moviments sobre el pla coronal del cos. Per exemple, pel moviment d'abducció #1, apareix una oscil·lació en l'angle θ de la pelvis que arriba a valors màxims d'aproximadament 35° (Figura 30a). En conseqüència, si s'observen els resultats de l'angle θ en l'articulació lumbar obtinguts amb l'IK (Figura 30b), es veu com apareix una oscil·lació de valor similar i en sentit contrari a la de la pelvis. Al donar menys pes als marcadors del cap i del coll a l'hora de realitzar els càlculs d'IK, el propi sistema intenta rectificar l'excés d'inclinació del tronc per tal d'aconseguir que els marcadors dels braços, que tenen un pes més important, encaixin millor. D'aquesta manera s'aconsegueix que el tronc es mantingui més estable tot i que l'error entre els marcadors experimentals i els marcadors virtuals dels punts *spineshoulder*, *neck* i *head* és major. En canvi, si s'analitzen els resultats obtinguts amb el model matemàtic proposat, s'observa que l'orientació de la pelvis i del tronc es mostra molt més estable. Aquest fet és gràcies al factor de correcció θ_x^{torso} aplicat sobre els eixos \overline{pelvis}_y i \overline{pelvis}_z . Pel moviment #1 (Figura 30), per exemple, es pot observar una petita variació en el valor de φ de la pelvis (al voltant del seu eix local y), i una oscil·lació dels angles θ i φ de l'articulació lumbar, que corresponen a la inclinació del tronc al realitzar el moviment d'abducció/adducció del fèmur i de l'húmer.

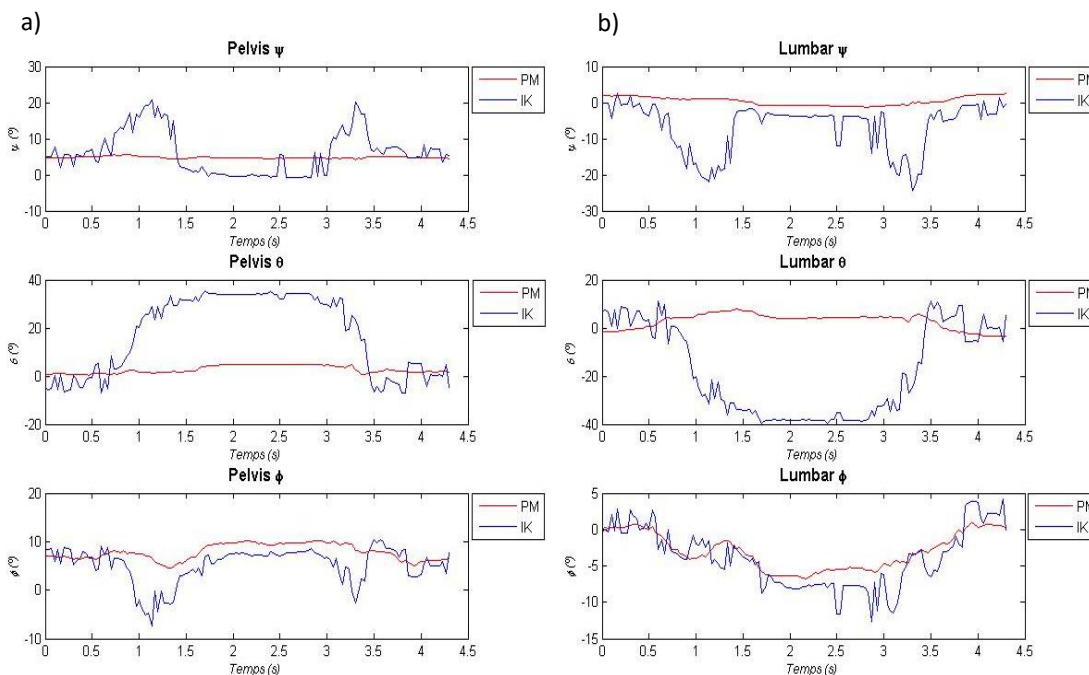


Figura 30. Angles d'Euler de la pelvis i del lumbar pel moviment #1. Model Proposat (PM). Inverse Kinematics (IK).

Pel que fa al comportament dels malucs, s'observa que ambdós mètodes presenten certes similituds. Si s'analitza la corba referent al segon angle d'Euler (θ) pel moviment d'abducció #1 (Figura 31a), es veu com aquesta traça una oscil·lació, tal i com era d'esperar. En el cas de les dades obtingudes amb el model matemàtic, el màxim d'aquesta oscil·lació pren valors majors (55° aprox.) que els obtinguts amb l'IK (20° aprox.), en valor absolut. Això és degut a l'error de la pelvis comentat anteriorment. Al tenir una rotació θ de la pelvis en el mateix sentit de l'abducció, l'angle relatiu necessari per assolir una determinada abducció del fèmur és menor. S'observa, que la suma de la rotació θ de la pelvis més la rotació θ del maluc (en el cas de l'IK) equival aproximadament a la rotació total del maluc calculada amb el model matemàtic. Per tant, s'observa que amb el mètode de l'IK no s'obtenen resultats coherents davant moviments d'abducció. Pels valors de ψ i ϕ referits al moviment #1 (Figura 31a), s'obtenen resultats més similars amb ambdós mètodes. Tot i així, es veu que el model proposat és molt més estable que l'IK. Pel que fa a moviments de flexió #2, els valors dels angles articulars dels malucs obtinguts amb els dos mètodes són similars i concorden amb els moviments reals. Els resultats del maluc esquerre obtinguts pel moviment #2 i mostrats a la Figura 31b corroboren aquest fet. Tot i així, es veu que els resultats del model proposat mostren un comportament més estable i amb menys soroll.

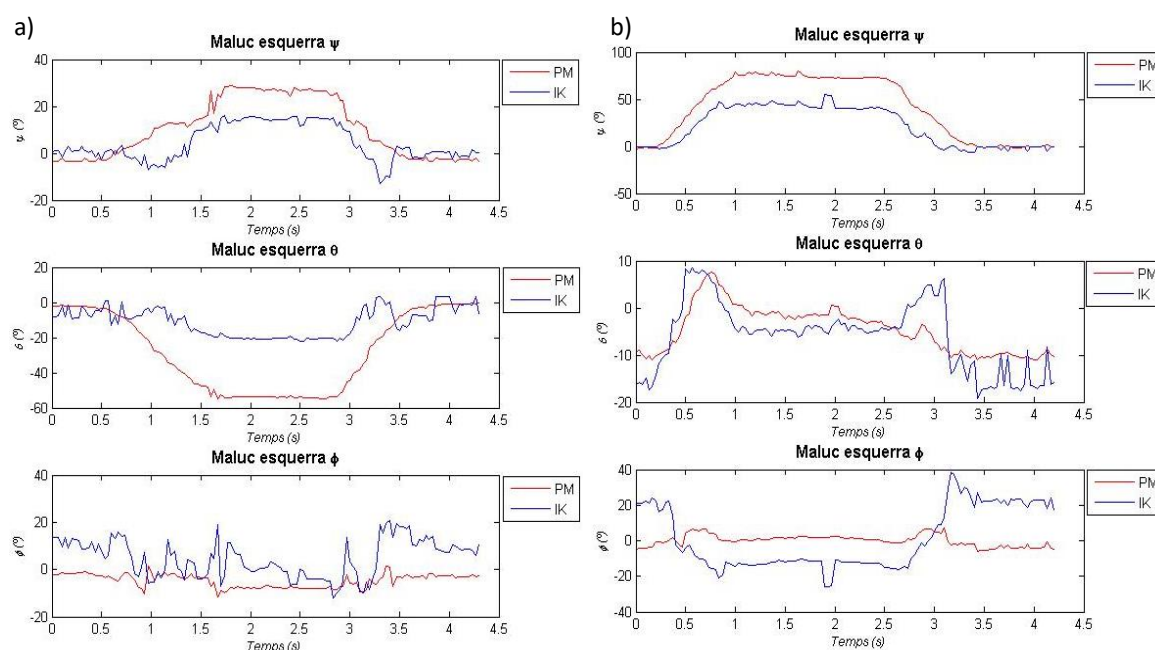


Figura 31. Angles d'Euler del maluc per abducció #1 (a) i flexió #2 (b). Model Proposat (PM). Inverse Kinematics (IK).

En el cas de les espatlles, els resultats obtinguts amb els dos mètodes són similars tant per moviments d'abducció #1 com per moviments de flexió #2. Pel moviment #1, apareixen oscil·lacions de θ entre valors propers a zero i valors propers a 130° , en valor absolut, tal i com es mostra a la Figura 32a. Apareixen certes discontinuïtats en els valors de ψ i ϕ quan l'abducció és propera a 90° . Tot i així, si s'analitza aquesta situació en la GUI de l'*OpenSim*, s'observa que les discontinuïtats gairebé no generen canvis en l'orientació de l'húmer. Això es deu a que, en una configuració d'abducció pura a 90° , els

eixos de la primera i de la tercera rotació d'Euler són coincidents. Si ambdues rotacions s'incrementen un valor similar i en sentits contraris, com en aquest cas, es compensen entre elles. Per tant, el sistema resultant és el mateix. Pel moviment #2 no apareixen aquestes discontinuïtats. En la Figura 32b s'observa la corresponent oscil·lació de ψ entre 0° i 145° aproximadament, acompanyada dels respectius valors d'abducció (θ) i rotació (ϕ) que permeten el moviment.

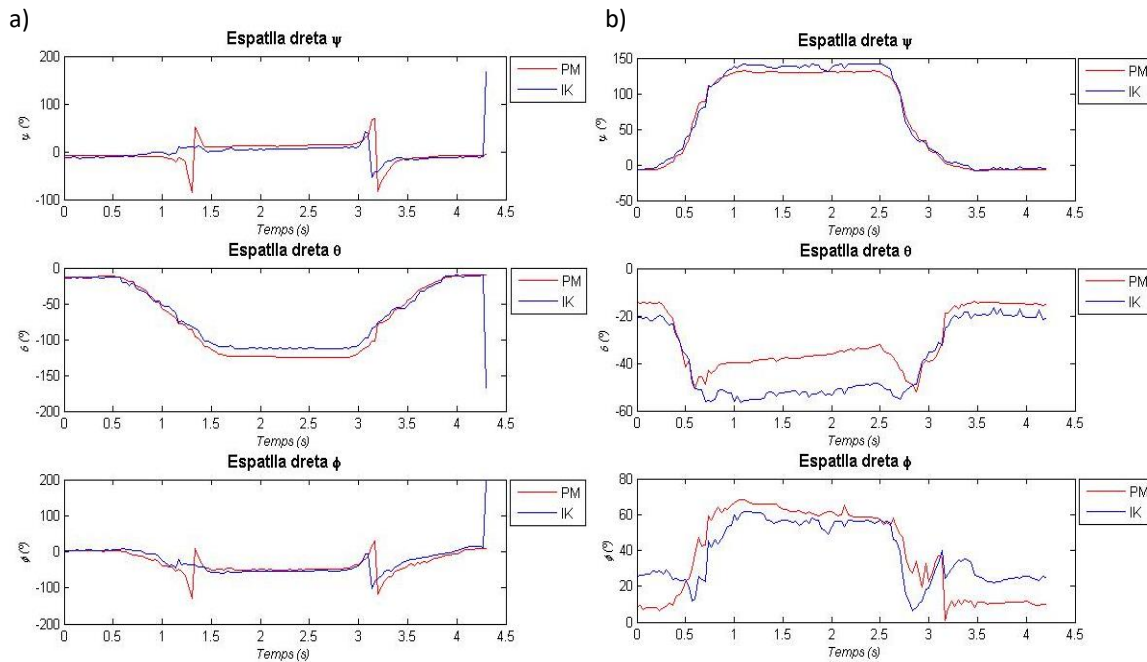


Figura 32. Angles d'Euler de l'espatlla per abducció #1 (a) i flexió #2 (b). Model Proposat (PM). Inverse Kinematics (IK).

Finalment, per les articulacions dels genolls i dels colzes, els resultats obtinguts amb els dos mètodes són gairebé idèntics tant en moviments d'abducció #1 com en moviments de flexió #2. Al tenir un únic gdl, l'obtenció d'aquest és més senzilla i la probabilitat d'error és molt menor. Aquesta similitud es pot observar als gràfics Figura 33a i Figura 33b, que mostren els resultats del genoll i del colze obtinguts pel moviment #2.

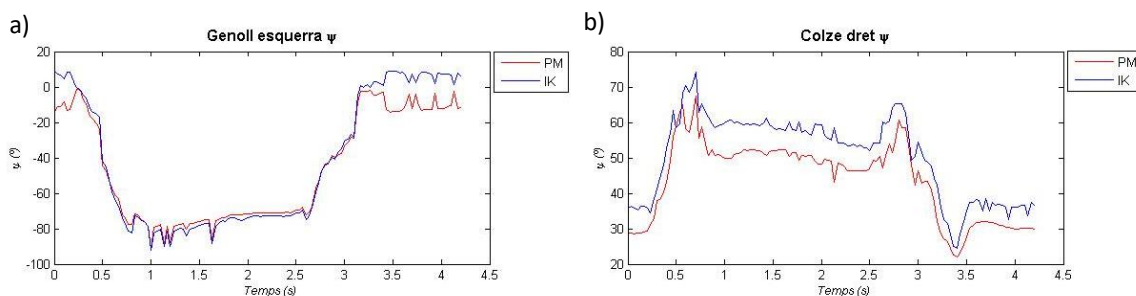


Figura 33. Angles de flexió del genoll i colze pel moviment #2. Model Proposat (PM). Inverse Kinematics (IK).

S'observa que els resultats obtinguts amb el model matemàtic proposat en aquest treball són més realistes i exactes que els que es poden obtenir a través de l'IK per moviments bàsics com l'abducció i la flexió. El principal problema que presenta el mètode de l'IK és l'error obtingut en la rotació de la pelvis. Aquest sòlid, al ser l'origen de la cadena cinemàtica, genera errors en les articulacions que l'uneixen amb els seus sòlids *child* (fèmurs i tronc), que en aquest cas corresponen als malucs i a l'articulació lumbar. Tots els aspectes comentats en aquest apartat es poden corroborar en el vídeo *Moviments_Estudi.avi* presentat en l'Annex B, on es mostra el moviment resultant obtingut amb el model proposat, l'obtingut amb l'IK i el moviment real.

7.2. Moviments orientats a rehabilitació

Un cop comprovat que el model proposat funciona correctament, s'analitzen els resultats de tres moviments bàsics de rehabilitació. L'objectiu, novament, és comparar els resultats obtinguts amb el model matemàtic amb els adquirits amb l'eina de l'IK seguint el mateix procediment que el plantejat en l'apartat anterior. Els moviments elegits són els següents, i es poden veure en el vídeo *Moviments_Estudi.avi* presentat en l'Annex B:

- #3: Esquat (*squat*). Partint d'una posició dreta, consisteix en flexionar els genolls i els malucs per tal de baixar el cos mantenint la verticalitat, per després tornar a la posició inicial. S'acompanya d'un moviment de flexió dels braços per tenir una millor estabilitat.
- #4: Caminar (*gait*). Consisteix en realitzar quatre passes cap endavant apropant-se al sensor de *MOCAP*.
- #5: Pujar un graó (*step*). Consisteix en ascendir sobre un tamboret de 39 cm d'altura (Figura 34) utilitzant l'impuls generat amb una cama. Els braços es col·loquen de tal manera que s'eviti l'oclusió.



Figura 34. Tamboret de 39 cm d'altura utilitzat en el moviment #5.

Un cop s'han gravat les dades d'aquests tres moviments i s'ha obtingut el fitxer *.mot* resultant del càlcul de l'IK amb l'*Opensim*, es comparen les coordenades. Novament, en aquest apartat només es mostren els gràfics més característics de cada moviment. En l'Annex A es poden veure els 11 gràfics de totes les articulacions estudiades per cada moviment.

Pel moviment d'esquat #3, destaca un error en l'articulació de la pelvis obtingut amb el mètode de l'IK. Com es pot observar a la a Figura 35, quan l'usuari flexiona els genolls i les cames per descendir, arriba un punt on la pelvis realitza una rotació brusca al voltant de l'eix Z del terra (primer angle d'Euler ψ) arribant a valors propers a 80° (en valor absolut). Com en el moviment #1, aquest error fa que l'angle ψ (flexió) dels malucs i de l'articulació lumbar prenguin valors erronis per intentar compensar aquesta excessiva rotació de la pelvis. En canvi, els resultats obtinguts amb el model matemàtic presenten un bon comportament per la pelvis, la qual es manté gairebé estable en tot el moviment. L'angle ψ del tronc, com es pot observar a la Figura 35, presenta una oscil·lació major degut a que, al flexionar els malucs i els genolls, l'usuari inclina el tronc cap endavant per mantenir l'equilibri. Pel que fa als malucs, els resultats obtinguts amb el model proposat també són coherents. Com es mostra a la Figura 35, els valors de ψ oscil·len entre flexió nul·la quan l'usuari està dempeus, i flexió propera a 50° quan està flexionat. Finalment, pel cas dels genolls, ambdós mètodes presenten resultats gairebé idèntics. Aquests es flexionen i s'estenen al mateix temps que ho fan els malucs. Per les espatlles i els colzes, tot i que no es consideren articulacions d'importància en aquest moviment, ambdós mètodes presenten resultats molt similars. Els errors en aquestes dues articulacions són menyspreables.

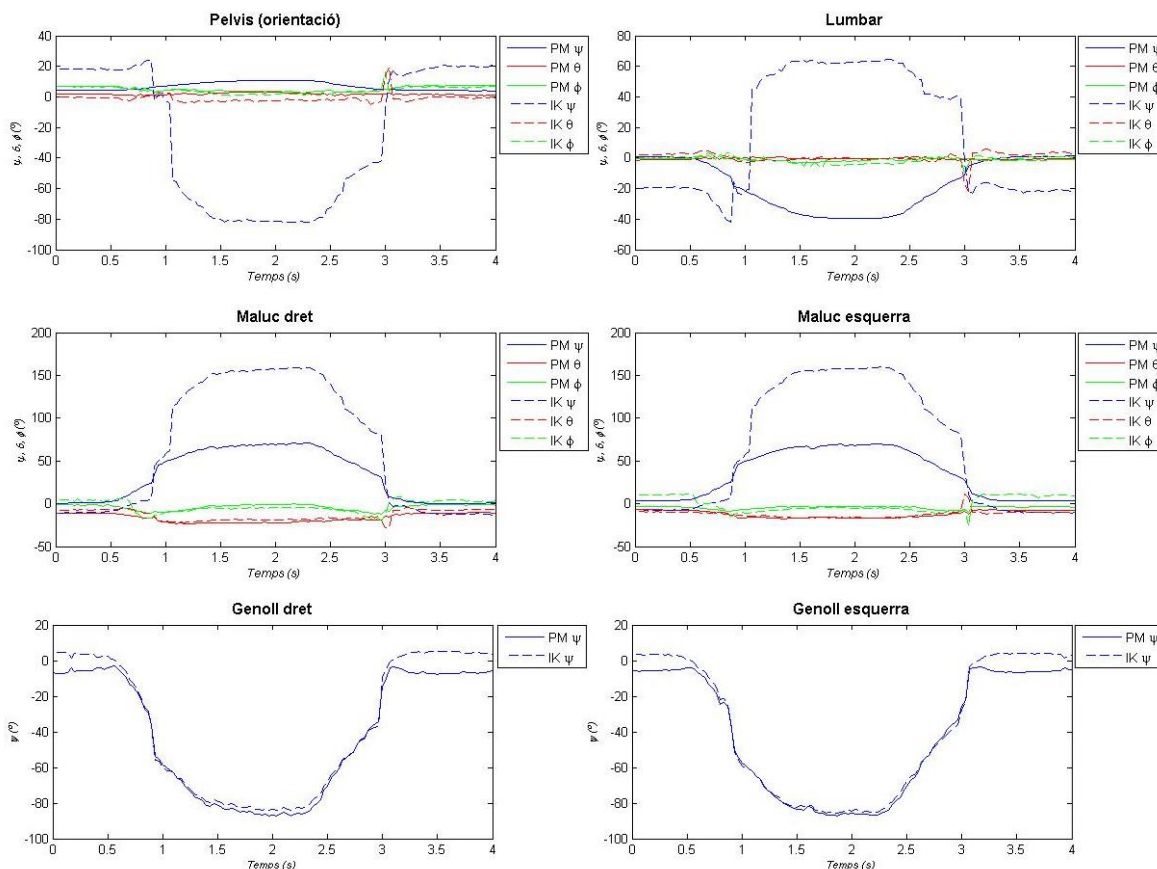


Figura 35. Resultats del moviment d'esquat #3. Model Proposat (PM). Inverse Kinematics (IK).

Pel que fa al moviment de caminar #4, el mètode de l'IK presenta l'error ja mencionat en els moviments anteriors: una excessiva rotació de la pelvis, en aquest cas del primer angle d'Euler (ψ). El desencert es deu també a la inestabilitat de la *Kinect* a l'hora de capturar la posició dels malucs. A la Figura 36 es veu que aquest fet genera de nou errors en l'angle ψ de l'articulació lumbar i dels malucs per tal d'intentar compensar la falsa rotació. Aquests problemes no apareixen en els resultats obtinguts amb el model proposat en aquest treball, com es pot comprovar en la Figura 36. Els moviments de la pelvis, del tronc, dels malucs i dels genolls, en aquest cas, són molt més estables i concorden amb els moviments reals realitzats al caminar: s'alterna la flexió del maluc i del genoll de la cama que avança amb una flexió negativa de l'espatlla contrària. Pel que fa al comportament de les espatlles i dels colzes, s'obtenen resultats molt similars amb ambdós mètodes.

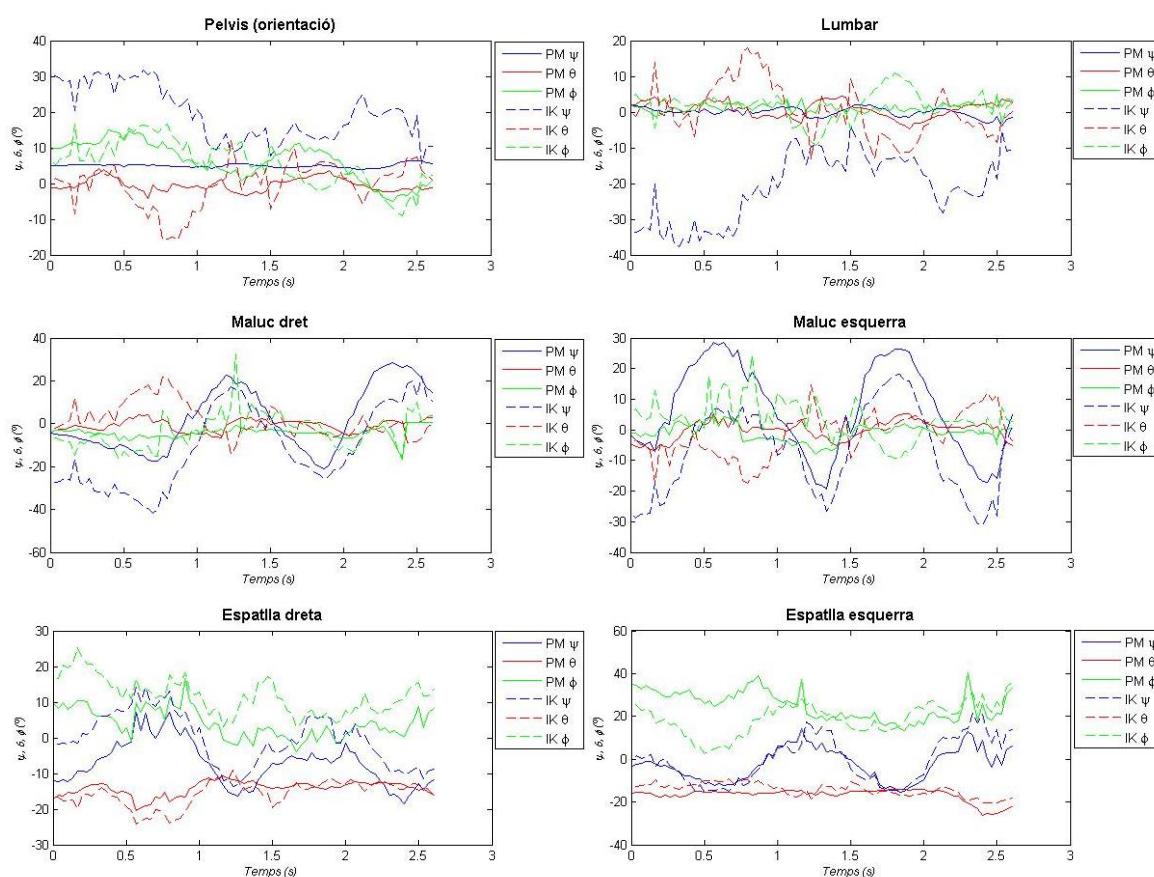


Figura 36. Resultats del moviment de caminar #4. Model Proposat (PM). Inverse Kinematics (IK).

Al pujar un graó #5, els resultats obtinguts amb els dos mètodes són força similars. Pel que fa a la pelvis, a la Figura 37 es veu com la coordenada de posició Y s'incrementa uns 39 cm a l'ascendir sobre el tamboret. Apareixen també petits desplaçaments en l'eix Z , degut a que el moviment #5 s'ha gravat de costat per evitar oclusions entre el tamboret i els peus de l'usuari. Per la cama dreta, utilitzada per impulsar-se, apareixen representats a la Figura 37 els moviments de flexió i extensió tant del maluc com del genoll al pujar sobre el tamboret: ambdues articulacions s'inicien amb una flexió (ψ) propera

a 80° i 100° (en valor absolut) respectivament; seguidament s'estenen per pujar a sobre del tamboret; i finalment es tornen a flexionar per baixar. Per l'altra cama, els valors romanen gairebé constants al llarg del moviment, ja que es manté sempre estirada. Les coordenades de les espatlles, al trobar-se en una posició estàtica, també es mantenen aproximadament constants en ambdós resultats.

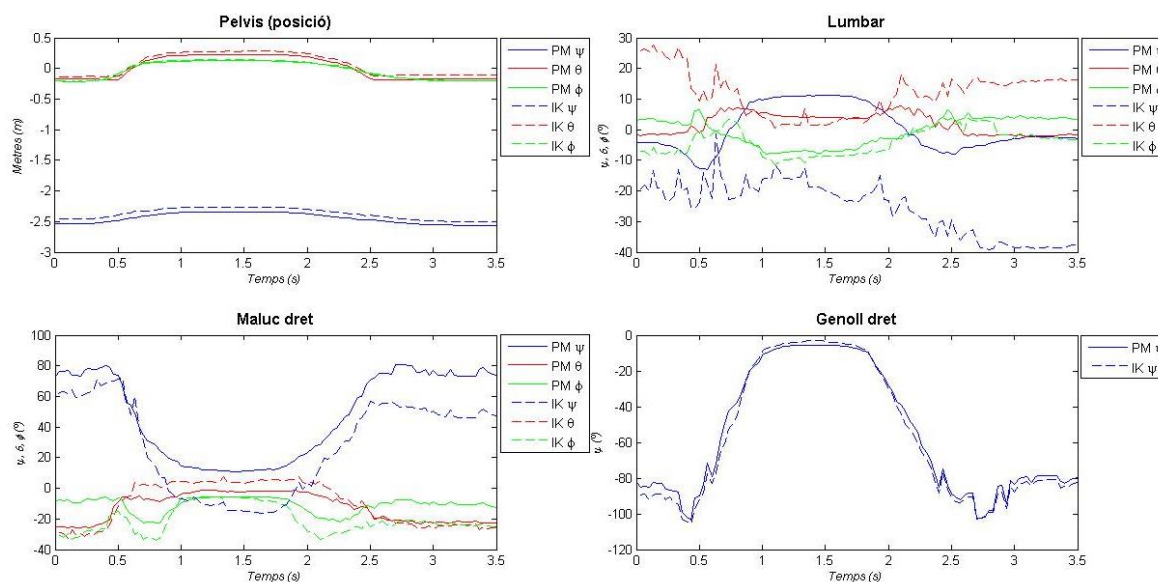


Figura 37. Resultats del moviment de pujar un graó #5. Model Proposat (PM). Inverse Kinematics (IK).

A partir dels resultats obtinguts s'observa que el model proposat en aquest treball pot ser útil a l'hora d'obtenir dades fiables dels angles articulars davant moviments de rehabilitació no gaire complexos, sempre i quan s'eviti l'oclusió. Novament, tots els aspectes comentats en aquest apartat es poden corroborar en el vídeo *Moviments_Estudi.avi* presentat en l'Annex B, on es mostra el moviment resultant obtingut amb el model proposat, l'obtingut amb l'IK i el moviment real.

7.3. Factor d'amplificació

A continuació es mostra el resultat obtingut amb la incorporació del factor d'amplificació sobre els moviments de flexió de les articulacions dels colzes. Per un mateix moviment, s'han obtingut els valors de flexió dels colzes sense ser modificats i els valors modificats amb el factor d'escala d'1,35. El moviment en qüestió es pot veure representat en el vídeo *Mirall_Virtual_Amplificat.avi* presentat en l'Annex B. Els resultats obtinguts es comparen a la Figura 38, on es mostra que qualsevol valor de flexió del colze apareix ampliat un 35%.

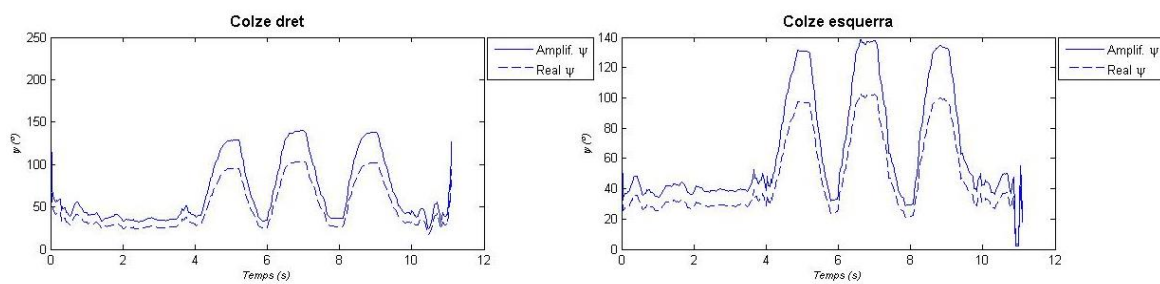


Figura 38. Flexió dels colzes amb i sense el factor d'amplificació.

8. Anàlisi de l'impacte ambiental

Aquest projecte no presenta una repercussió ambiental com a tal, ja que durant la seva realització no s'ha generat cap residu. L'única despesa que cal considerar, és la despesa energètica dels dispositius electrònics utilitzats al llarg de l'execució del treball, en aquest cas el sensor *Microsoft Kinect V2* i l'ordinador de l'estudiant. El cost associat a aquesta despesa es pot considerar menyspreable comparat amb el consum de les instal·lacions del *SIMMA Lab* i de l'Escola d'Enginyeria de Barcelona Est (EEBE).

Pel que fa a la *VR*, es pot considerar que no presenta un impacte ambiental com sí que podrien presentar altres tipus de tecnologies. En aquest cas, la *VR* i la naturalesa no actuen en conjunt, sinó que són dos ambients totalment diferents. La *VR* crea un ambient artificial en un espai tancat. Aquesta tecnologia no genera cap tipus d'emissió de gasos tòxics a l'aire.

Per altra banda, cal destacar el potencial de les TIC per avançar cap una societat baixa en carboni [51]. En concret, la telerehabilitació suposa impactes ambientals menors que els serveis als que substitueix. Aconsegueix estalviar desplaçaments les emissions dels quals no són compensades per l'augment de necessitats d'equipament per part dels pacients. Cada unitat de telerehabilitació suposa un petit estalvi d'emissions, i aquest estalvi pot arribar a ser significatiu si aquests serveis s'estenen àmpliament a la societat.

Finalment, cal considerar el deteriorament dels equips electrònics utilitzats: el sensor *Microsoft Kinect* i l'ordinador. Un cop arribats al final de la seva vida útil, aquests hauran de ser retirats segons indica la directiva 2012/19/EU del Parlament Europeu i del Consell sobre el residu d'aparells elèctrics i electrònics (*waste electrical and electronic equipment* - WEEE) [52], la qual estableix els objectius de la seva recollida, reciclatge i recuperació.

Conclusions

En aquest treball s'ha presentat la idea de crear un sistema de telerehabilitació dirigida basat en les noves tecnologies de VR amb l'objectiu de generar un mirall virtual. S'ha aconseguit a partir de la integració a temps real de les llibreries C++ del sistema de *MOCAP Microsoft Kinect for Windows V2* i del *software* de biomecànica *OpenSim* mitjançant el desenvolupador de codi *Visual Studio*. Certs estudis han demostrat que la unió de la VR i la rehabilitació generen resultats satisfactoris tant en l'evolució dels pacients [16], [17] com en la seva satisfacció [21], [22], i que la diferència de millora entre aquest mètode i la rehabilitació tradicional és mínima, podent resultar fins i tot millor en alguns casos [18]–[20].

El sensor de *MOCAP Kinect V2* permet conèixer les posicions tridimensionals de diferents punts anatòmics del cos humà a una velocitat de 30 *fps*. A partir d'aquestes dades s'ha creat un model matemàtic que permet realitzar una estimació força acurada de l'orientació dels sòlids del cos humà a cada *frame* per tal d'introduir aquesta informació en un model esquelètic d'*OpenSim* i reproduir en ell el moviment calculat. Perquè aquest intercanvi de dades es dugui a terme a temps real, cal integrar les llibreries del *Kinect SDK* i d'*Opensim* en un mateix codi C++. El codi creat també permet guardar les dades tant dels angles articulars calculats com de les coordenades espacials dels punts anatòmics captats per la *Kinect* al llarg de tot el moviment. Amb aquestes dades es podrien realitzar estudis posteriors que permetessin valorar diferents aspectes del progrés dels pacients.

El pes més important d'aquest treball està dedicat a la integració de les llibreries *Kinect SDK* i *Opensim*. Aquesta connexió presenta certes dificultats degudes, principalment, a les limitacions del sistema de *MOCAP Kinect V2* que, al ser un sistema *markerless* de baix cost, és força inestable. A més, les condicions de lluminositat i les oclusions afecten en gran mesura a la precisió de les dades. Els principals problemes d'inestabilitat es presenten sobretot en els punts anatòmics dels peus (*footright* i *footleft*) i de les mans (*handright*, *handleft*, *thumbright*, *thumbleft*, *handtipright*, *handtipleft*). Aquest fet obliga a reduir els gdl del model esquelètic d'*OpenSim*, restringint-lo als gdl de les articulacions, els angles articulars de les quals es poden obtenir a partir de la resta de punts anatòmics detectats per la *Kinect*: pelvis-terra, articulació lumbar, malucs, genolls, espatlles i colzes. Per altra banda, el fet de realitzar la captura de l'esquelet humà a partir de punts anatòmics (*joints*), fa que la longitud dels segments que uneixen aquests punts no estigui restringida i pugui variar d'un *frame* a l'altre. En altres paraules, és com si la longitud dels ossos pogués variar al llarg d'un moviment.

Per obtenir l'orientació dels sòlids del model esquelètic a partir dels punts anatòmics capturats per la *Kinect*, s'han hagut de fer certes suposicions degut a les limitacions del sistema. La principal dificultat apareix a l'hora d'obtenir l'orientació dels fèmurs i dels hùmers (sempre i quan la flexió del colze sigui gairebé nul·la) per valors de flexió o abducció majors a 90°. El procés de càlcul dels eixos de referència

locals d'aquests sòlids és diferent quan es tenen abduccions majors a 90° que quan es tenen flexions majors a 90° . Amb les dades capturades per la *Kinect* no es té prou informació per saber amb certesa quina part del moviment correspon a flexió i quina a abducció, ja que per una mateixa orientació existeixen diferents combinacions possibles. Per exemple, si l'usuari es troba amb el braç estirat cap amunt, aquesta postura pot correspondre a una abducció propera a 180° o a una flexió propera a 180° , i l'orientació dels eixos en aquests dos casos seria diferent. Aquesta discrepància obliga a introduir certes condicions a l'hora de calcular els sistemes de referència locals dels hùmers i dels fèmurs. Assignant certes regions de l'espai a moviments d'abducció i altres a moviments de flexió, els eixos locals es calcularan d'una forma o d'una altra depenent de la regió on es trobi el sòlid en qüestió. Les regions depenen de l'orientació relativa entre el sistema de referència local del sòlid *parent* i l'eix y longitudinal al sòlid *child* estudiat, el qual és conegut en tot moment. Els valors llindar per aquestes regions s'han assignat a partir de proves experimentals, verificant que són valors anatòmicament coherents. Tot i així, el pas d'una regió a l'altra provoca una petita discontinuïtat que no es pot evitar amb les dades disponibles. L'altra correcció que s'ha hagut de considerar en l'intercanvi de dades entre *Kinect* i *OpenSim* radica en l'orientació de la pelvis, la qual presentava rotacions exagerades, sobretot del primer (ψ) i/o del segon (θ) angle d'Euler, degut al lligam que la *Kinect* estableix entre aquesta i el tronc. Aquest fet s'ha resolt restant l'angle d'inclinació del tronc al sistema de referència local de la pelvis.

Un cop creat el model d'integració entre *Kinect* i *OpenSim*, s'elabora un segon codi C++ que, utilitzant el mateix model, genera l'efecte desitjat de *VM*. Un intercanvi de dades entre extremitats dretes i esquerres fa que el model esquelètic mostrat per pantalla actuï com el reflex de l'usuari. Sobre aquest model s'ha aplicat un factor d'escala constant als moviments de flexió dels colzes per amplificar-los en un 35%. El mètode d'amplificació utilitzat només és vàlid per articulacions d'un gdl. Per la resta d'articulacions s'hauria de realitzar un estudi més exhaustiu dels angles d'Euler, ja que multiplicant els tres valors angulars per un mateix factor d'escala no presenta bons resultats.

Si es comparen els resultats obtinguts amb el model proposat respecte els dels obtinguts mitjançant l'eina de l'*Inverse Kinematics (IK)* disponible a l'*OpenSim*, s'observa que els primers són molt més estables i realistes. A més, l'aplicació presentada permet el funcionament a temps real, mentre que l'*IK* requereix d'un procés de tractament de dades per poder representar en diferit el moviment capturat pel sistema de *MOCAP* en el model esquelètic. Si bé és cert que en alguns moviments poden aparèixer certes discontinuïtats o valors inesperats per alguns angles, si s'analitza l'orientació resultant dels sòlids en la *GUI* de l'*OpenSim*, s'observa que és visualment realista. S'ha comprovat que les discontinuïtats que apareixen normalment en ψ (flexió) i en φ (rotació) al realitzar moviments d'abducció propers a 90° no són problemàtiques, ja que en aquesta configuració, els eixos d'ambdues rotacions són coincidents i, per tant, les rotacions s'anul·len entre elles. L'anàlisi dels resultats obtinguts mostra que,

pel que fa als moviments d'abducció, flexió, i moviments bàsics orientats a rehabilitació (esquat, caminar i pujar un graó), el model presenta un comportament estable i força acurat.

Les dades experimentals presentades en aquest treball posen de manifest que s'ha complert l'objectiu principal d'aconseguir crear un model eficaç que integri les llibreries de la *Kinect* i de l'*OpenSim* a temps real. A part, també s'ha aconseguit generar l'efecte mirall desitjat i exemplificar la possible amplificació de moviments aplicant un factor d'escala constant al moviment de flexió dels colzes. Aquest model presenta possibles aplicacions en el món de la rehabilitació i, sobretot, en el camp de la telerehabilitació. A part de generar *feedback* visual a temps real, el model presentat permet emmagatzemar les dades calculades al llarg de tot el moviment. Amb aquestes dades l'especialista podria realitzar anàlisis de cinemàtica i/o dinàmica per avaluar de forma acurada l'evolució dels pacients al llarg del procés de rehabilitació. Els beneficis que presenta un sistema de telerehabilitació com aquest són múltiples. Entre ells destaca la millora de la qualitat de vida dels pacients, sobretot per aquells amb problemes de mobilitat, facilitant-los una total llibertat horària i una disminució del temps i costos de desplaçament. A part, també suposa un avantatge pels professionals, els quals poden atendre més pacients amb menys temps, augmentant així l'eficiència i reduint les llistes d'espera.

Tot i que el *hardware Kinect V2* ja no es comercialitza, existeixen dispositius de *MOCAP* similars, com el *VicoVR* (3DiVi, Palo Alto, California, EUA), que podrien exercir la mateixa funció i permetrien seguir investigant i progressant en el tema. Com a treball futur es presenten les següents propostes. Per una banda, seria interessant poder aconseguir les dades reals de l'orientació dels sòlids estudiats al llarg d'un moviment determinat. Això es pot aconseguir utilitzant sistemes de *MOCAP* més complexes amb almenys tres marcadors per sòlid i múltiples càmeres. D'aquesta manera es podrien comparar les dades obtingudes amb el model matemàtic amb les dades reals de l'orientació dels sòlids per determinar-ne l'error i validar (o no) el model proposat. Per altra banda, la implementació d'algun tipus de filtre, com per exemple un filtre de Kalman, podria estabilitzar les dades capturades pel sensor *Kinect V2*, permetent reduir el soroll i fent que els moviments resultants en el model esquelètics fossin molt més estables i fluides. A part, si el filtre és prou acurat, podria fins i tot permetre utilitzar les coordenades dels punts dels peus i de les mans per tenir més informació sobre la postura de l'usuari i calcular els gdl restants del model esquelètic d'*OpenSim*. Hi ha certs estudis que demostren que l'aplicació d'un filtre de Kalman sobre les dades captades per la *Kinect* genera resultats molt satisfactoris, aconseguint reduir el soroll i augmentant la precisió [53]–[55]. També es planteja la possibilitat de calcular l'orientació a partir de quaternions en lloc d'angles d'Euler. Els quaternions són una notació matemàtica que permet representar orientacions i rotacions d'objectes en tres dimensions. L'avantatge és que amb aquest mètode s'eviten configuracions singulars i els resultats obtinguts són més estables i amb menys discontinuïtats. El fet d'utilitzar aquest mètode, però, implicaria una modificació interna del model d'*OpenSim*, que actualment està definit en angles d'Euler. Finalment es proposa la integració d'aquesta aplicació amb un dispositiu *HMD* per tal de crear un

entorn virtual orientat a la telerehabilitació. Aquest avenç serà estudiat i elaborat pròximament pel *SIMMA Lab* juntament amb el LAM.

Anàlisi Econòmica

L'estudi econòmic d'aquest projecte es pot dividir en dues parts: per una banda, els costos d'adquisició dels dispositius i *software* necessari, i per altra banda, els costos associats al procés de disseny i generació del codi i al temps dedicat en l'experimentació.

a) Costos d'adquisició i amortització

En aquest cas, el *SIMMA Lab* ja disposava des d'un principi de l'equip i del *software* necessari per la realització d'aquest projecte. Tot i així, s'inclou la despesa econòmica que implicaria adquirir-los per poder realitzar projectes similars. Per una banda cal assumir els costos de compra del sistema de *MOCAP Microsoft Kinect V2* juntament amb el seu adaptador per *Windows*. Per altra banda, pel que fa al *software* utilitzat, la majoria d'ells són lliures i, per tant, les seves llicències no suposen un cost addicional al projecte. L'únic *software* que s'ha utilitzat com a complement i per realitzar estudis en paral·lel amb l'*OpenSim* és el *MATLAB*, la llicència del qual implica un cost addicional de 2.000 €. Per tenir en compte aquest cost, s'ha pres la part de la llicència corresponent a les 570 hores treballades, considerant una jornada laboral de 8 hores i 250 dies laborables a l'any. El resultat dels costos d'adquisició es mostra en la Taula 12.

Producte	Descripció	Cost unitari (€)	Unitats	Preu (€)
Equip de laboratori	Xbox One Kinect V2	85,00	1	85,00
	Adaptador per Windows	40,00	1	40,00
Software	Microsoft Kinect for Windows SDK	0	1	0
	Visual Studio	0	1	0
	OpenSim	0	1	0
	Llicència MATLAB Standard	570,00	1	570,00
TOTAL				695,00

Taula 12. Costos d'adquisició del projecte.

b) Costos de realització

En aquest cas es considera el treball de l'enginyer o investigador pel que fa a les hores dedicades a la implementació i generació del codi i a l'experimentació. Es considera un enginyer de classe júnior. També es tenen en compte les hores d'investigació i autoaprenentatge i les hores de redacció i elaboració de la memòria, ja que tenen un gran pes en el projecte.

Es té en compte també la depreciació associada a l'ordinador de l'estudiant deguda a les hores treballades, suposant que aquest té una vida útil de 5 anys amb una depreciació anual del 16% i un coeficient de valor residual del 20%. El preu inicial del dispositiu és de 639,99 € i el temps de treball

correspon a 5 mesos (0,4167 anys). Els costos associats a les despeses energètiques dels sistemes utilitzats, al ser sistemes electrònics i no de potència, són gairebé insignificants. Tot i així es suposa un consum mitjà de 0,04 kWh per l'ordinador i de 0,03 kWh per la *Kinect*.

Finalment, es té en compte una estimació del cost associat al material d'oficina i a la documentació impresa. El resultat es mostra en la Taula 13.

Activitat	Descripció	Cost unitari (€)	Unitats	Preu (€)
Personal				
Enginyer/Investigador	Investigació i autoaprenentatge (hores)	30,00	100	3.000,00
	Desenvolupament del codi (hores)	35,00	240	8.400,00
	Experimentació i presa de dades (hores)	35,00	45	1.575,00
	Redacció (hores)	30,00	160	4.800,00
	Reunió amb el coordinador (hores)	55,00	25	1.375,00
Equips				
Consum d'energia	kWh consumits per l'ordinador	0,04	570	22,8
	kWh consumits per la <i>Kinect</i>	0,03	25	0,75
Ordinador	Depreciació anual del PC	102,4	0.4167	42,67
Material				
Fungibles	Ús de material d'oficina			15
Fotocòpies	Impressió de documentació			20
TOTAL				19.256,22

Taula 13. Costos de realització del projecte.

c) Cost Total del projecte

Tenint en compte tots els costos plantejats anteriorment, el cost total del projecte es mostra a la Taula 14.

Costos	Preu (€)
Costos d'adquisició	695,00
Costos de realització	19.256,22
TOTAL	19.951,22

Taula 14. Cost total del projecte.

Bibliografia

- [1] ABI Research, "Virtual Reality Devices to Ship 43 Million Units by 2020, with Mobile-Reliant Head Mounted Displays Foremost," *Scottsdale, Arizona*, 2015. [Online]. URL: <https://www.abiresearch.com/press/virtual-reality-devices-to-ship-43-million-units-b/>.
- [2] ABI Research, "Virtual Reality Expected to Reach Over a Quarter of a Billion Users Worldwide by 2022," *Oyster Bay, New York*, 2017. [Online]. URL: <https://www.abiresearch.com/press/virtual-reality-expected-reach-over-quarter-billio/>.
- [3] B. H. Dobkin, "Training and exercise to drive poststroke recovery," *Nat. Clin. Pract. Neurol.*, vol. 4, p. 76, Feb. 2008.
- [4] M. Hallett, "REVIEW: Plasticity in the Human Motor System," *Neurosci.*, vol. 5, no. 5, pp. 324–332, Sep. 1999.
- [5] A. Scano, A. Chiavenna, M. Malosio, L. Molinari Tosatti, and F. Molteni, "Kinect V2 implementation and testing of the reaching performance scale for motor evaluation of patients with neurological impairment," *Med. Eng. Phys.*, vol. 56, pp. 54–58, 2018.
- [6] G. Burdea, "Key Note Address : Virtual Rehabilitation- Benefits and Challenges," *1st. Int. Work. Virtual Real. Rehabil. (Mental Heal. Neurol. Phys. Vocat.)*, pp. 1–11, 2002.
- [7] V. S. Ramachandran and D. Rogers-Ramachandran, "Synaesthesia in phantom limbs induced with mirrors," *Proc. R. Soc. London. Ser. B Biol. Sci.*, vol. 263, no. 1369, p. 377 LP-386, Apr. 1996.
- [8] E. L. Altschuler *et al.*, "Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror Early recanalisation in acute ischaemic stroke saves tissue at risk defined by MRI," *Lancet*, vol. 353, pp. 2035–2036, 1999.
- [9] S. Patru, I. R. Marcu, D. Matei, A. M. Bumbea, and A. C. Bighea, "THU0717 Mirror visual feedback therapy improves clinical outcomes and the activity of daily living to patients with hand complex regional pain syndrome," *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 76, no. Suppl 2, p. 478 LP-478, Jun. 2017.
- [10] G. Yavuzer *et al.*, "Mirror Therapy Improves Hand Function in Subacute Stroke: A Randomized Controlled Trial," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, no. 3, pp. 393–398, Mar. 2008.
- [11] S. Sütbeyaz, G. Yavuzer, N. Sezer, and B. F. Koseoglu, "Mirror Therapy Enhances Lower-Extremity Motor Recovery and Motor Functioning After Stroke: A Randomized Controlled Trial," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 88, no. 5, pp. 555–559, 2007.
- [12] G. Rizzolatti, M. Fabbri-Destro, and L. Cattaneo, "Mirror neurons and their clinical relevance," *Nat. Clin. Pract. Neurol.*, vol. 5, p. 24, Jan. 2009.
- [13] D. Ertelt *et al.*, "Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke," *Neuroimage*, vol. 36, pp. T164–T173, 2007.
- [14] M. Franceschini, M. Agosti, A. Cantagallo, P. Sale, M. Mancuso, and G. Buccino, "Mirror neurons: action observation treatment as a tool in stroke rehabilitation," *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 46, no. 4, pp. 517–523, 2010.
- [15] E. S. M. Arip, W. Ismail, M. J. Nordin, and A. Radman, "Virtual reality rehabilitation for stroke patients:

Recent review and research issues," *AIP Conf. Proc.*, vol. 1905, no. November, 2017.

- [16] M. Piron, L. Cenni, F., Tonin, P., Dam, "Virtual reality as an assessment tool for arm motor deficits after brain lesions," in *Studies in Health Technology and Informatics*, 2001, vol. 81, pp. 386–392.
- [17] L. Piron, P. Tonin, F. Piccione, V. Iaia, E. Trivello, and M. Dam, "Virtual Environment Training Therapy for Arm Motor Rehabilitation," *Presence Teleoperators Virtual Environ.*, vol. 14, no. 6, pp. 732–740, Dec. 2005.
- [18] J. F. Kramer, M. Speechley, R. Bourne, C. Rorabeck, and M. Vaz, "Comparison of Clinic- and Home-Based Rehabilitation Programs After Total Knee Arthroplasty," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 410, 2003.
- [19] N. N. Mahomed *et al.*, "Inpatient Compared with Home-Based Rehabilitation Following Primary Unilateral Total Hip or Knee Replacement: A Randomized Controlled Trial," *JBJS*, vol. 90, no. 8, 2008.
- [20] P. Piron, L., Turolla, A., Agostini, M., Zucconi, C., Cortese, F., Zampolini, M., Zannini, M., Dam, M., Ventura, L., Battauz, M., Tonin, "Exercises for paretic upper limb after stroke: A combined virtual-reality and telemedicine approach," *J. Rehabil. Med.*, vol. 41, no. 12, pp. 1016–1020, 2009.
- [21] M. S. F. L. A. S. Z. A. R. C. S. M, "A virtual reality system for strengthening awareness and participation in rehabilitation for post-stroke patients," *J. Multimodal User Interfaces*, vol. 9, no. 4, pp. 341–351, 2015.
- [22] G. N. Lewis, C. Woods, J. A. Rosie, and K. M. Mcpherson, "Virtual reality games for rehabilitation of people with stroke: perspectives from the users," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 6, no. 5, pp. 453–463, Sep. 2011.
- [23] E. Pedroli, P. Padula, A. Guala, M. T. Meardi, G. Riva, and G. Albani, "A Psychometric Tool for a Virtual Reality Rehabilitation Approach for Dyslexia," *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2017, no. January, 2017.
- [24] P. C. Wang, C. H. Chang, M. C. Su, S. C. Yeh, and T. Y. Fang, "Virtual reality rehabilitation for vestibular dysfunction," *Otolaryngol. - Head Neck Surg.*, vol. 145, no. September, pp. 158–159, 2011.
- [25] J. C. Stewart *et al.*, "Intervention to enhance skilled arm and hand movements after stroke: A feasibility study using a new virtual reality system," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 4, no. 1, p. 21, Jun. 2007.
- [26] M. S. Cameirao, S. B. i Badia, E. D. Oller, and P. F. M. J. Verschure, "Using a multi-task adaptive VR system for upper limb rehabilitation in the acute phase of stroke," in *2008 Virtual Rehabilitation*, 2008, pp. 2–7.
- [27] K. D. Y. *et al.*, "Assessment of post-stroke extrapersonal neglect using a three-dimensional immersive virtual street crossing program," *Acta Neurol. Scand.*, vol. 121, no. 3, pp. 171–177, Jan. 2010.
- [28] Z. Du, Y. Sun, Y. Su, and W. Dong, "A ROS/Gazebo based method in developing virtual training scene for upper limb rehabilitation," in *2014 IEEE International Conference on Progress in Informatics and Computing*, 2014, pp. 307–311.
- [29] L. Connelly, Y. Jia, M. L. Toro, M. E. Stoykov, R. V. Kenyon, and D. G. Kamper, "A Pneumatic Glove and Immersive Virtual Reality Environment for Hand Rehabilitative Training After Stroke," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 5, pp. 551–559, 2010.
- [30] M. A. V. S. Luis, R. O. Atienza, and A. M. S. Luis, "Immersive Virtual Reality as a Supplement in the Rehabilitation Program of Post-Stroke Patients," in *2016 10th International Conference on Next Generation Mobile Applications, Security and Technologies (NGMAST)*, 2016, pp. 47–52.

- [31] G. Saposnik *et al.*, "Efficacy and safety of non-immersive virtual reality exercising in stroke rehabilitation (EVREST): a randomised, multicentre, single-blind, controlled trial," *Lancet Neurol.*, vol. 15, no. 10, pp. 1019–1027, Sep. 2016.
- [32] J.-H. Shin, H. Ryu, and S. H. Jang, "A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 11, no. 1, p. 32, Mar. 2014.
- [33] S. S. Esfahlani, T. Thompson, A. D. Parsa, I. Brown, and S. Cirstea, "ReHabgame: A non-immersive virtual reality rehabilitation system with applications in neuroscience," *Heliyon*, vol. 4, no. 2, 2018.
- [34] F. Wittmann *et al.*, "Assessment-driven arm therapy at home using an IMU-based virtual reality system," in *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2015, pp. 707–712.
- [35] M. Villiger *et al.*, "Virtual reality rehabilitation system for neuropathic pain and motor dysfunction in spinal cord injury patients," in *2011 International Conference on Virtual Rehabilitation*, 2011, pp. 1–4.
- [36] M. H. Lee, D. Siewiorek, A. Smailagic, A. Bernadino, and S. B. I. Badia, "A Kinect-based Monitoring System for Stroke Rehabilitation A Kinect-based Monitoring System for Stroke Rehabilitation," no. November, 2017.
- [37] K. I. Ustinova, J. Perkins, W. A. Leonard, and C. J. Hausbeck, "Virtual reality game-based therapy for treatment of postural and co-ordination abnormalities secondary to TBI: A pilot study," *Brain Inj.*, vol. 28, no. 4, pp. 486–495, Apr. 2014.
- [38] A. Alamri, H. N. Kim, and A. E. Saddik, "A decision model of stroke patient rehabilitation with augmented reality-based games," in *2010 International Conference on Autonomous and Intelligent Systems, AIS 2010*, 2010, pp. 1–6.
- [39] R. Kizony, P. L. (Tamar) Weiss, M. Shahrar, and D. Rand, "TheraGame: A home based virtual reality rehabilitation system," *Int. J. Disabil. Hum. Dev.*, vol. 5, no. 3, 2006.
- [40] Z. Cai *et al.*, "Design & control of a 3D stroke rehabilitation platform," in *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011, pp. 1–6.
- [41] Z. Song, S. Guo, and M. Yazid, "Development of a potential system for upper limb rehabilitation training based on virtual reality," in *2011 4th International Conference on Human System Interactions, HSI 2011*, 2011, pp. 352–356.
- [42] S. Guo, Y. Liu, Y. Zhang, S. Zhang, and K. Yamamoto, "A VR-based self-rehabilitation system," in *2016 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 2016, pp. 1173–1178.
- [43] Wikipedia, "Plano anatómico," 2018. [Online]. URL: https://es.wikipedia.org/wiki/Plano_anatómico.
- [44] O. Jones, "Anatomical Terms of Movement - TeachMeAnatomy," 2018. [Online]. URL: <http://teachmeanatomy.info/the-basics/anatomical-terminology/terms-of-movement/>.
- [45] S. L. Delp *et al.*, "OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007.
- [46] A. Rajagopal, C. Dembia, M. DeMers, D. Delp, J. Hicks, and S. Delp, "Full body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, no. 10, pp. 2068–2079, 2016.
- [47] M. A. Sherman, A. Seth, and S. L. Delp, "Simbody: Multibody dynamics for biomedical research," *Procedia*

IUTAM, vol. 2, pp. 241–261, 2011.

- [48] B. Bonnechère *et al.*, “What are the current limits of the Kinect™ sensor ?,” *Proc. 9th Intl. Conf. Disabil. Virtual Real. Assoc. Technol. Laval, Fr. 10-12 Sept. 2012*, pp. 287–294, 2012.
- [49] S. Obdrzalek *et al.*, “Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 1188–1193, 2012.
- [50] J. Agulló i Batlle, *MECÀNICA de la partícula i del sòlid rígid*, 3a Edició. 1995.
- [51] M. M. T. Mercedes Féliz Santos-Juanes, “Evaluación ambiental de los servicios de telecomunicación,” *TELOS. Cuadernos de Comunicación e Innovación*, 2009.
- [52] Parlamento Europeo, “DIRECTIVA 2012/19/UE DEL PARLAMENTO EUROPEO Y DEL CONSEJO de 4 de julio de 2012 sobre residuos de aparatos eléctricos y electrónicos (RAEE),” *D. Of. la Unión Eur.*, pp. 38–71, 2012.
- [53] S. R. Tripathy, K. Chakravarty, A. Sinha, D. Chatterjee, and S. K. Saha, “Constrained Kalman filter for improving Kinect based measurements,” in *2017 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 2017, pp. 1–4.
- [54] P. D. and K. C. and A. C. and D. C. and A. S. and A. Pal, “Improving joint position estimation of Kinect using anthropometric constraint based adaptive Kalman filter for rehabilitation,” *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 4, no. 3, p. 35002, 2018.
- [55] K. Loumponias, N. Vretos, P. Daras, and G. Tsaklidis, “Using Kalman Filter and Tobit Kalman Filter in Order To Improve the Motion Recorded By Kinect Sensor li,” 2016.

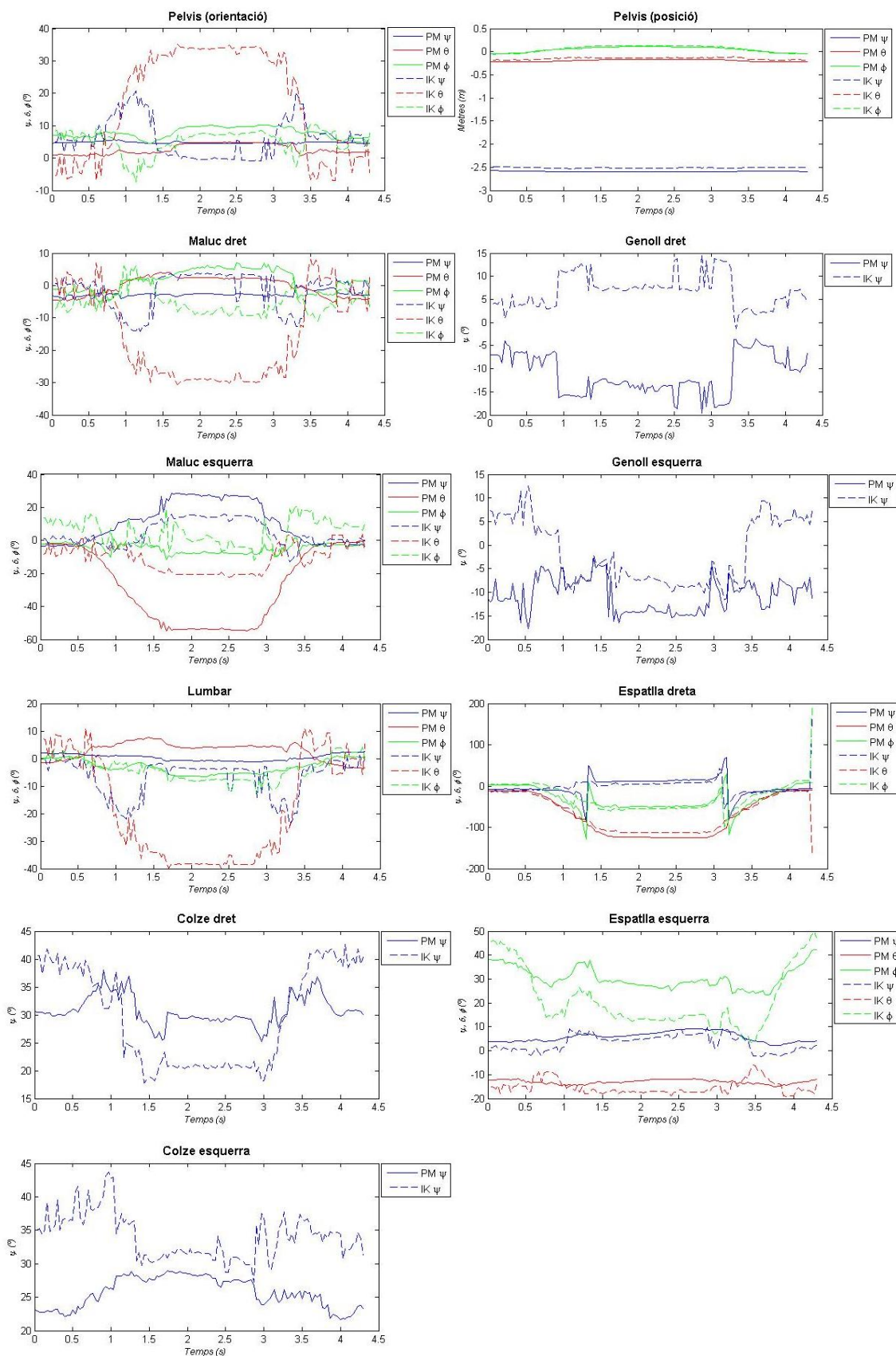
Annex A

A1. Gràfiques comparatives dels resultats

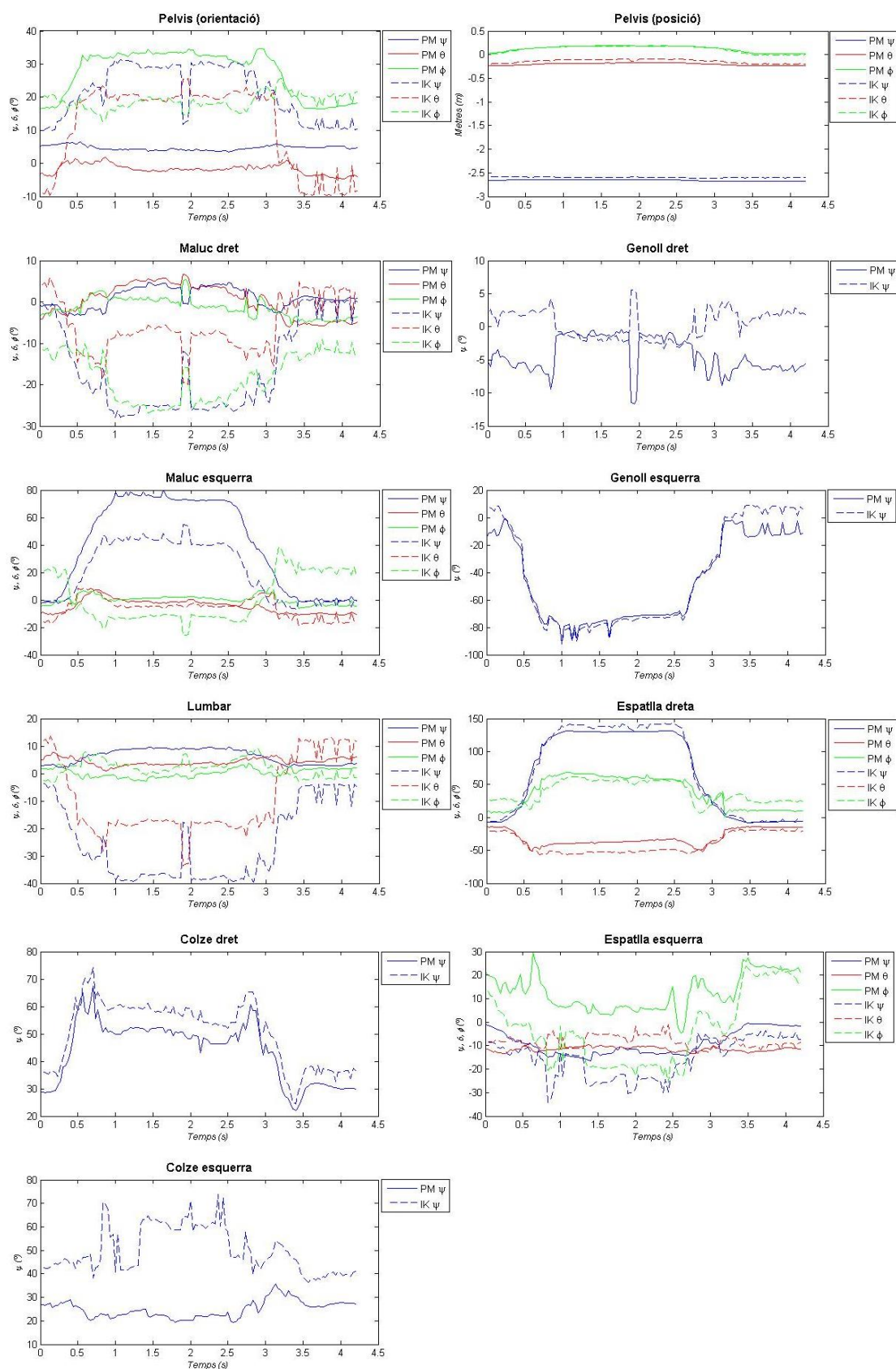
A continuació es presenten els gràfics comparatius de cada moviment estudiat en la secció de resultats (7). En línia contínua, els resultats obtinguts amb el model proposat (PM). En línia discontinúua, els resultats obtinguts amb l'IK d'*Opensim* (IK).

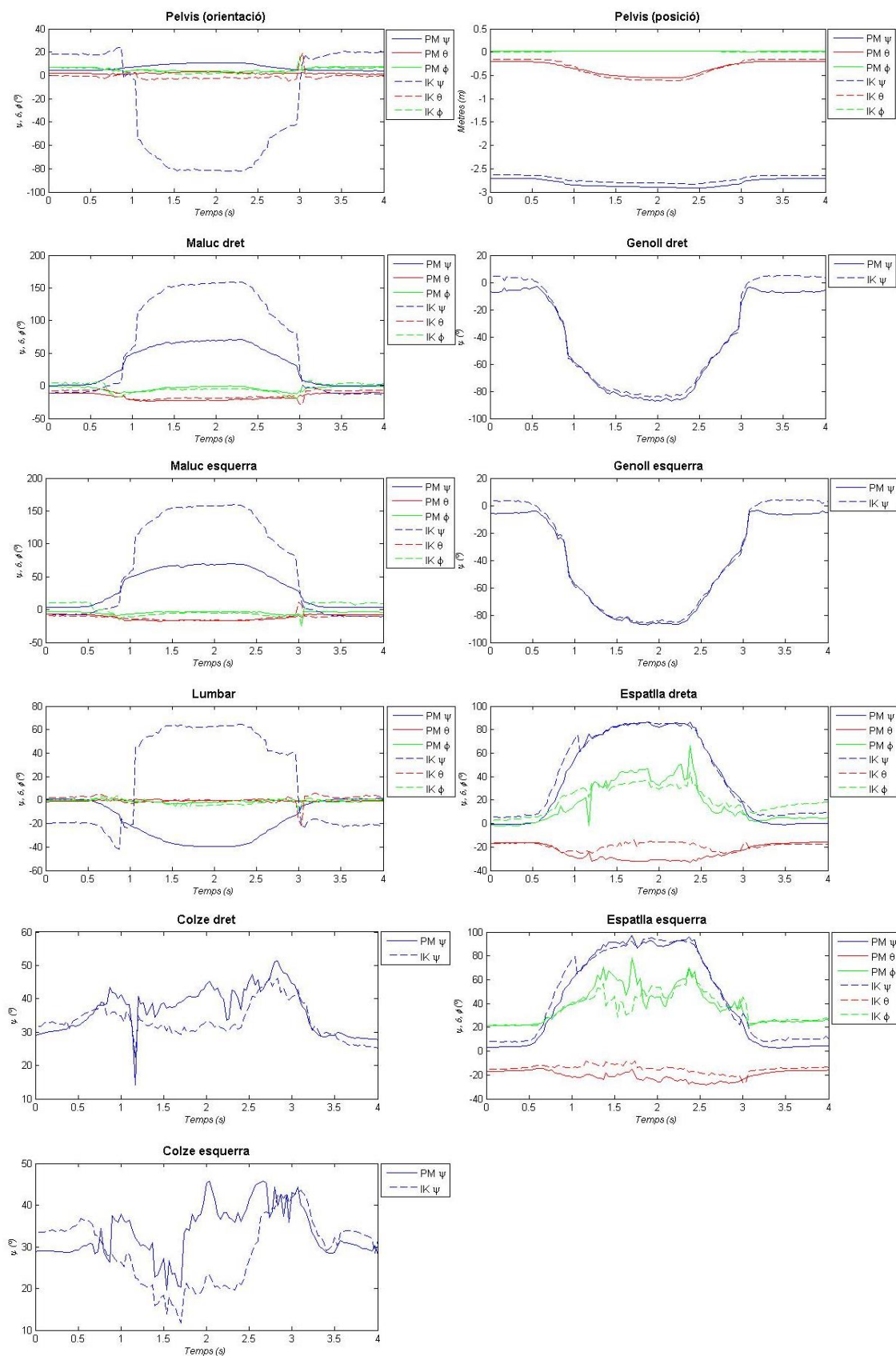
- a) #1: Moviment d'abducció de la cama esquerra i del braç dret alhora
- b) #2: Moviment de flexió de la cama esquerra i del braç dret alhora
- c) #3: Esquat (*squat*)
- d) #4: Caminar (*gait*)
- e) #5: Pujar graó (*step*)

a) #1: Moviment d'abducció de la cama esquerra i del braç dret alhora.

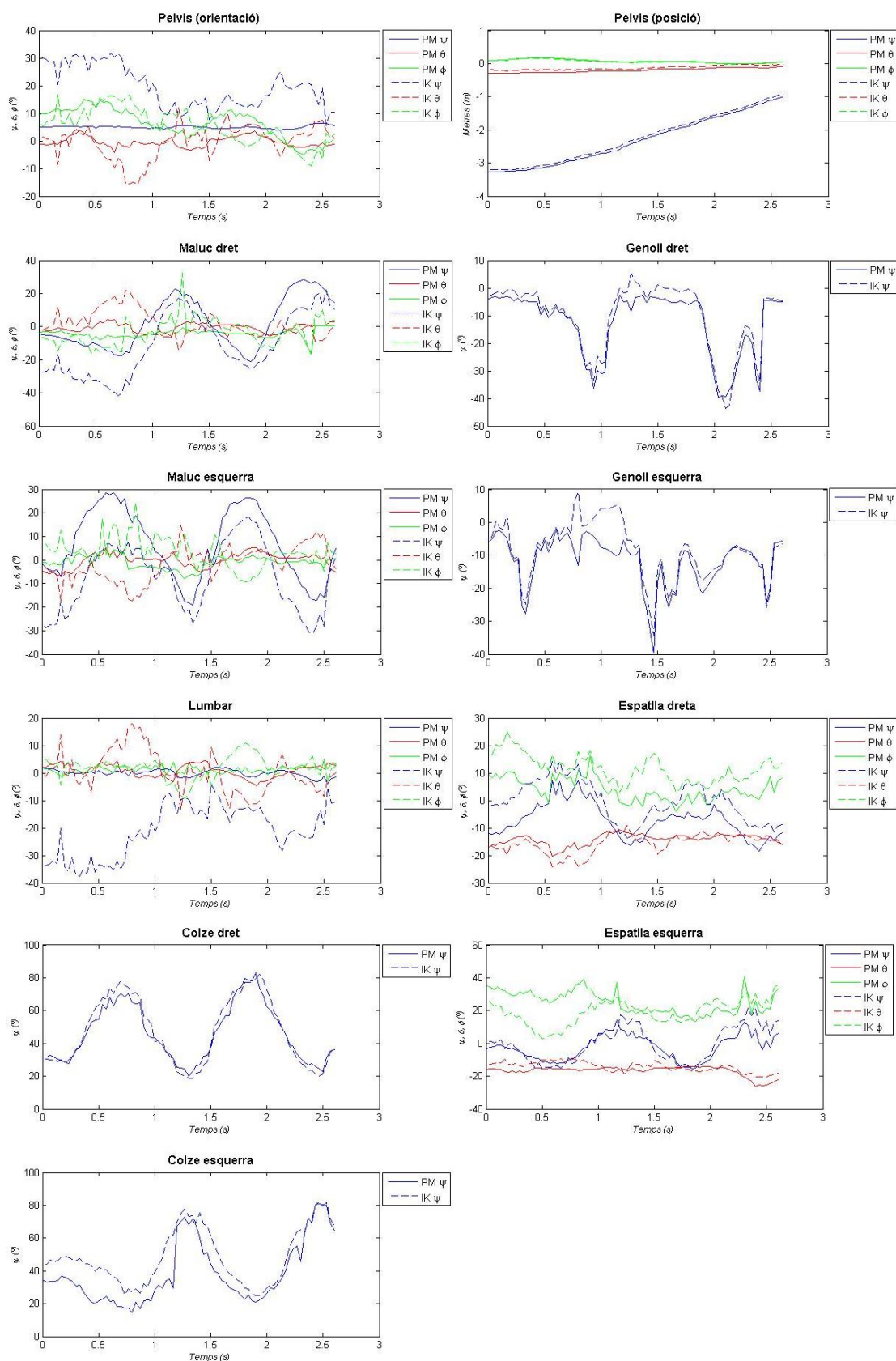


b) #2: Moviment de flexió de la cama esquerra i del braç dret alhora.

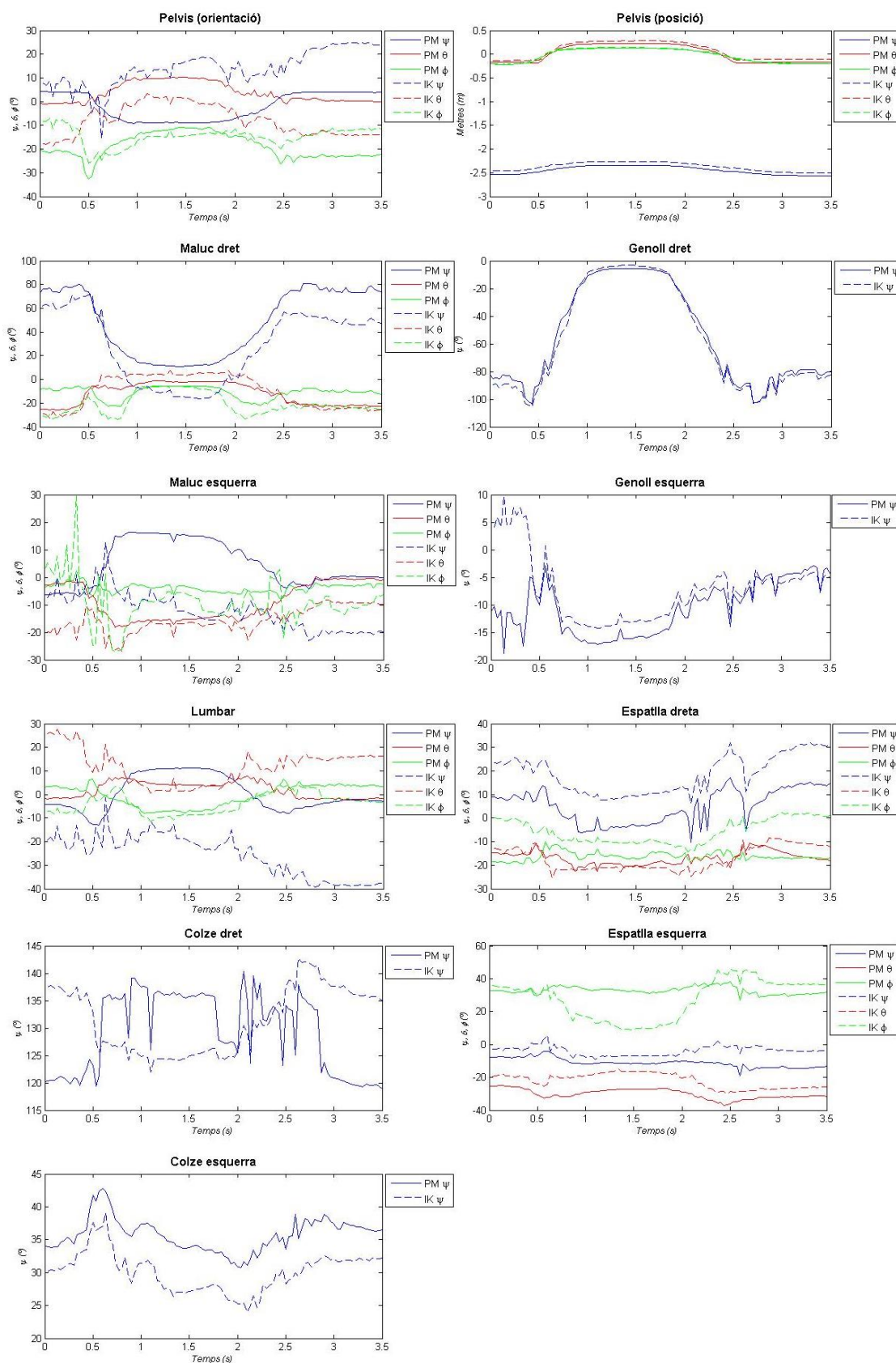


c) #3: Esquat (*squat*).

d) #4: Caminar (*gait*).



e) #5: Pujar graó (step).



Annex B

B1. Vídeos

Com a material complementari s'adjunta la carpeta "Vídeos". Aquesta conté quatre vídeos que acompanyen els resultats obtinguts i mostren el resultat final del treball realitzat.

- **Moviments_Estudi.avi:** apareixen els moviments #1, #2, #3, #4 i #5 utilitzats en l'apartat de resultats (7). Per cada moviment es presenten tres vídeos sincronitzats: a l'esquerra es mostra el model esquelètic obtingut amb el model proposat, a la dreta el model obtingut amb l'eina d'*Inverse Kinematics* d'*OpenSim*, i al centre el vídeo real del moviment.
- **Mirall_Virtual_Amplificat.avi:** es mostra el resultat d'aplicar un factor d'amplificació d'1,35 sobre els moviments de flexió dels colzes. Es presenten tres vídeos sincronitzats: a l'esquerra es mostra el model esquelètic amb el moviment amplificat, a la dreta el model esquelètic amb el moviment sense amplificar, i al centre el vídeo real del moviment.
- **Temps_Real_VM.avi:** Demostració del funcionament a temps real. Vídeo en directe de la pantalla i l'usuari movent-se alhora.
- **Mirall_Virtual-Temps_Real.avi:** Demostració de l'efecte mirall funcionant a temps real. Vídeo en directe de la pantalla i l'usuari movent-se alhora, on la pantalla actua com si fos un mirall.